

Zjištění vlivu Hisovské stimulace na VCG průběhy

Determination of the Effect of Hisov Stimulation on VCG Waveforms

Bc. Tomáš Kubát

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Ostrava, 2021

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá vlivem Hisovské stimulace na VKG průběhy. Práce zahrnuje teoretickou část pro seznámení se s Hisovkou stimulací a vektorkardiografií. VKG signály jsou získávány transformační metodou nejmenších čtverců z 12-ti svodového EKG. Pro porovnávání dosaženého druhu stimulace byl v programovacím prostředí MATLAB vytvořen software GUIfig.m, který posuzuje QRS komplexy na základě VKG. Software by měl být nápomocen k určení jakého druhu stimulace je v místě ukotvení stimulační elektroda dosahováno. Software posuzuje stimulovaný QRS komplex s nativním podle korelačního koeficientu, MSE a Kosinovy podobnosti. Nedílnou součástí je i grafické porovnání signálů jednotlivých os a výsledné VKG křivky ve třech rovinách. Výsledky pacientů jsou v konečné fázi porovnány a zhodnoceny. Další rozvoj této práce by mohl být realizován jako disertační práce.

Klíčová slova

Hisovská stimulace, VKG, QRS komplex, srdeční stimulace.

Abstract

This diploma thesis deals with the influence of His bundle pacing on VCG waveforms. The work includes a theoretical part to get acquainted with His bundle pacing and vector cardiography. VCG signals are obtained by the least squares transformation method from a 12-lead ECG. To compare the achieved type of stimulation, the GUIfig.m software was created in the MATLAB programming environment, which assesses QRS complexes based on VKG. The software should assist in determining what type of stimulation is being achieved at the pacing lead anchor site. The software assesses the stimulated QRS complex with the native one according to the correlation coefficient, MSE and Cosine similarity. An integral part is a graphical comparison of the signals of individual axes and the resulting VCG curve in three planes. The results of the patients are finally compared and evaluated. Further development of this work could be realized as a doctoral thesis.

Keywords

His bundle pacing, VCG, QRS complex, heart stimulation

Poděkování

Rád bych na tomto místě poděkoval **prof. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D.** za vedení mé diplomové práce, za jeho vstřícnost a důležité rady ke zhotovení této práce. Dále bych rád poděkoval **MUDr. Bogdanu Szmekovi** a celému týmu na elektrofyzilogických sálech v nemocnici AGEL Třinec-Podlesí a.s., kteří mi umožnili sbírat potřebná data během implantačních výkonů. Bez nich by tato práce vzniknout nemohla.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	6
1 Úvod	7
2 Teorie funkce lidského srdce	8
2.1 Anatomie srdce	8
2.2 Srdeční stěna	9
2.3 Části srdce	10
2.4 Fyziologie srdce	11
3 Stimulace Hisova svazku	13
3.1 Indikace pro Hisovskou stimulaci	14
3.2 Druhy stimulací	14
3.3 Elektrokardiografie	19
3.4 Vektorkardiografie	23
3.5 Metody transformace EKG na VKG	27
4 Rešerše	31
5 Cíle práce	34
5.1 Použité přístroje a vybavení	35
5.2 Postup při realizaci výkonu	41
6 Software pro analýzu Hisovské stimulace	45
6.1 Úvod do problematiky	45
6.2 Návrh a realizace softwaru	47
6.3 GUI	53
6.4 Testování softwaru	56

7	Získání, zpracování a vyhodnocení dat	57
7.1	Grafické znázornění výsledků	60
7.2	Hodnocení souboru pacientů	68
7.3	Posouzení výhod VKG	69
8	Závěr	70
	Literatura	72

Seznam použitých zkratek a symbolů

VKG	– Vektorkardiografie
EF	– Ejekční frakce
AV	– Atrioventrikulární
EKG	– Elektrokardiografie
ICHS	– Ischemická choroba srdeční
HBP	– Hisovská stimulace
RVP	– Stimulace pravé komory
BIV	– Biventrikulární stimulace
CRT	– Resynchronizační terapie
RTG	– Rentgen
GUI	– Uživatelské rozhraní
SA	– Sinoatriální
ČR	– Česká republika
AVB	– Atrioventrikulární blokáda

Kapitola 1

Úvod

Správná funkce srdce je pro člověka životně důležitá. Pro správnou funkci srdce je potřeba, aby se signál vznikající v SA uzlu organizovaně šířil směrem k AV uzlu a z něj dále přes Hisův svazek, Tavarova raménka a Purkyňova vlákna. Tato práce se bude zabývat stimulační terapií pro poruchy AV vedení. Pro stimulaci komor v tomto případě nebude používána standardní metoda myokardiální stimulace pravé komory, ale relativně nová metoda, která k aktivaci komor využívá stimulaci samotného Hisova svazku.

Tento druh stimulace se prozatím v ČR provádí pouze na pár pracovištích. Od podzimu loňského roku se tento druh stimulace začal provádět i v kardiocentru nemocnice AGEL Třinec-Podelsí a.s.. V současné chvíli se hodnocení zda bylo dosaženo selektivní, neselektivní nebo myokardiální stimulace provádí pomocí 12-ti svodového EKG. Vznikla myšlenka zda by nebylo možné hodnotit jaké stimulace bylo dosaženo pomocí trojrozměrného systému VKG. Do současné doby nikdo nepublikoval zda by to bylo či nebylo možné. Na pracovišti nemáme k dispozici přístroj který by přímo měřil VKG, zvolil jsem tedy metodu transformace 12-ti svodového EKG na VKG.

Práce bude dále popisovat jakými způsoby lze transformovat 12-ti svodové EKG na VKG, jaké jsou rozdíly u jednotlivých druhů stimulace. Návrh, realizaci a popis vyvíjeného softwaru pro porovnávání dosažených stimulací na základě VKG. Konečná fáze bude ponechána pro statistické zhodnocení dat a stanovení, zda je možné porovnávat dosažené druhy stimulace na základě VKG.

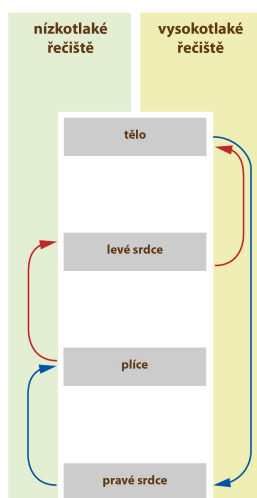
Kapitola 2

Teorie funkce lidského srdce

Pro lepší pochopení elektrofyzologie, stimulace a vektorkardiografie, je potřeba dobře porozumět srdeční anatomii, fyziologii a elektrické aktivitě. Činnost srdce nelze ovládat vůlí, ale o jeho činnost se stará autonomní nervový systém.

2.1 Anatomie srdce

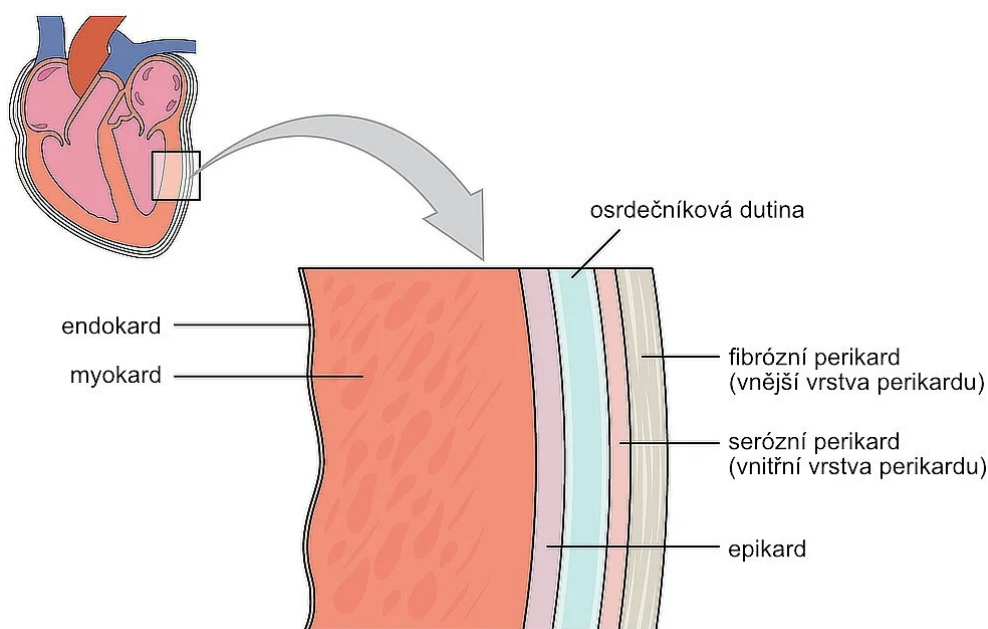
Lidské srdce je životně důležitý orgán, který zabezpečuje cirkulaci krve v krevním řečišti. Zjednodušeně řečeno srdce funguje na principu pumpy. V klidovém režimu srdce zdravého člověka vypudí do krevního oběhu během jednoho dne přibližně 6000 l krve během 86 tisíc úderů. Díky činnosti srdce je možné pomocí krve zabezpečit přísun potřebných živin do orgánů a zároveň z těchto orgánů odvést zbytkové metabolity.



Obrázek 2.1: Princip srdce a krevního oběhu
[1]

Srdce by bylo možné rozdělit na dva okruhy, nízkotlaky a vysokotlaky. Nízkotlaky okruh je tvořen plicemi, pravou síní a pravou komorou. Koncový stupeň v tomto případě pravá komora vypuzuje odkysličenou žilní krev do plic, kde dojde k okysličení krve. Následně se okysličená krev vlévá do vysokotlakého okruhu, který je tvořen levou síní, levou komorou, tepenným a žilním řečištěm. Síně slouží jako zásobárna krve a zároveň plnička komor. Na následujícím obrázku č.2.1 je vidět princip krevního oběhu.[1]

2.2 Srdeční stěna

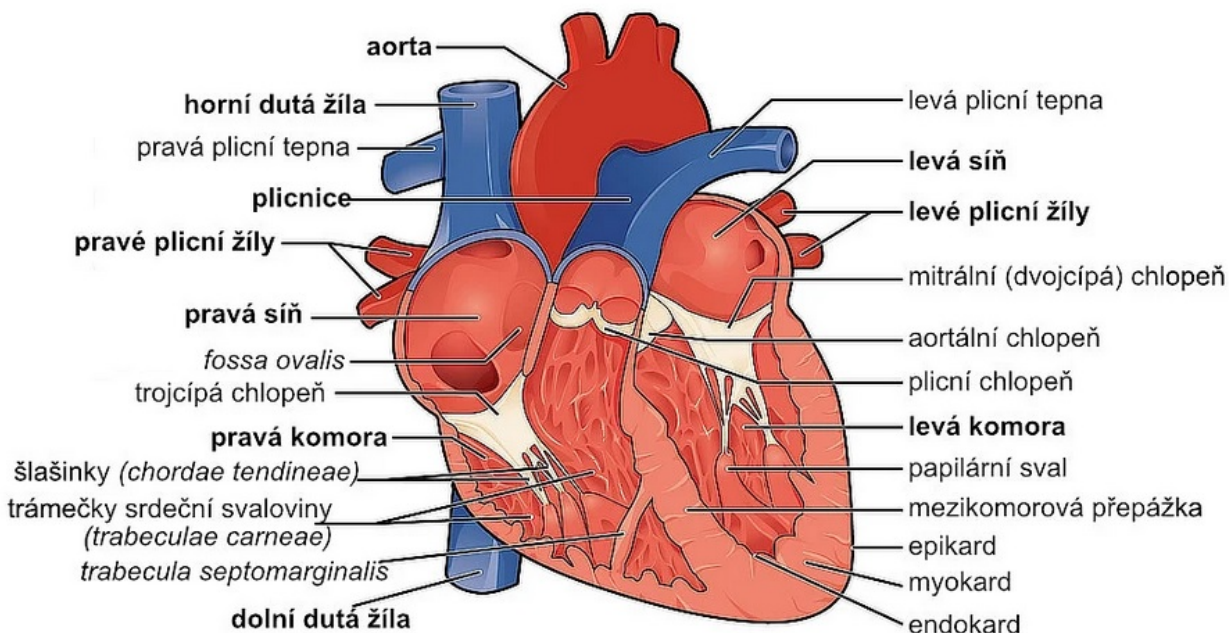


Obrázek 2.2: Znázornění srdečních vrstev
[2]

Srdce je tvořeno ze čtyř vrstev, perikardu, epikardu, myokardu a endokardu. První zmíněný perikard je vazivové pouzdro, které je tvořeno ze dvou vrstev, vnější fibrózní a vnitřní serózní. Perikard jako celek je nepružný ochranný obal srdce. První vnější vrstvu samotného srdce tvoří epikard, což je mezotelová vrstva. Aby se mohlo srdce v perikardu hladce pohybovat, je mezi perikardem a epikardem přibližně 50 ml tekutiny, která snižuje tření mezi těmito vrstvami. Nejmhutnější vrstvu tvoří myokard, což je svalovina, která se stahuje a tím vypuzuje krev do oběhu. Nejmasivnější myokard se nachází v levé komoře, z důvodu překonávání odporu velkého krevního řečiště. Vnitřní vrstvu srdce tvoří endokard, který je již v přímém kontaktu s protékající krví. Endokard plynule přechází ve výstelku cév a zároveň se podílí na tvorbě chlopní, síňového a komorového septa.[1, 2]

2.3 Části srdce

Srdce je základním prvkem oběhové soustavy, který se skládá ze čtyř dutin, dvou síní a dvou komor. Jeho hlavní činností je pohon krve v krevním řečišti. Standardní hmotost srdce se pohybuje v rozmezí 300–350 g u mužů a 250–300 g u žen.



Obrázek 2.3: Anatomická struktura srdce
[3]

Srdce zdravého jedince se skládá ze čtyř dutin a čtyř chlopní. U dutin se jedná o dvě srdeční síně a dvě srdeční komory. Levá a pravá část srdce je rozdělena pomocí mezisíňové a mezikomorové přepážky (*septa*). Mezi síní a komorou se nacházejí chlopně, v případě pravé části srdce je to trojcípá chlopeň (*valva tricuspidalis*) a u levé části je to mitrální chlopeň (*valva bicuspidalis*). Tyto chlopně jsou zakončeny tenkými šlašinkami, které jsou přichyceny k výrůstkům v komorových. Na výstupech z komor se nachází trojcípé chlopně, u pravé komory je to pulmonální chlopeň (*valva trunci pulmonalis*) a u levé komory je to aortální chlopeň (*valva aortae*). Tyto chlopně zajišťují, aby krev proudila pouze jedním směrem na základě tlakového gradientu.[1, 3]

2.4 Fyziologie srdce

Srdeční revoluce je složena ze čtyř fází. První fáze je tzv. mezifáze. V této fázi je srdce v klidu a dochází k plnění pravé síně odkysličenou krví skrze horní a dolní dutou žílu a do levé síně proudí již okysličená krev z plicních žil.

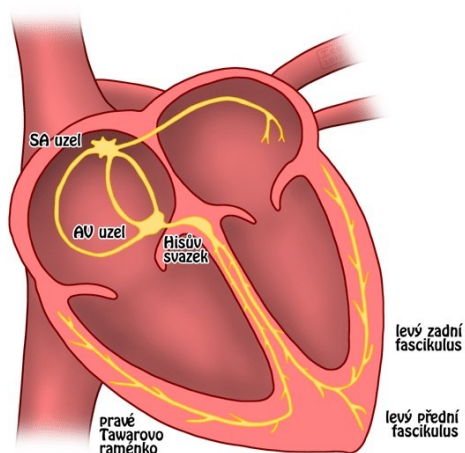
Druhá fáze je tzv. systola síní. V této fázi dochází ke kontrakci síní a vlivem přetlaku krve v síních se otevírají mitrální a trojcípá chlopeč. Krev následně proudí skrze tyto chlopně do komor.

Třetí fáze je tzv. systola komor. V této fázi dochází ke kontrakci komor a vypuzení odkysličené krve skrze pulmonální chlopeč do plicní tepny a okysličené krve skrze aortální chlopeč do aorty. Zároveň v tuto chvíli dochází k relaxaci síní.

Čtvrtá fáze je tzv. diastola komor. V této fázi dochází k relaxaci komor i síní a uzavření aortální i pulmonální poloměsíčitě chlopně. Po dokončení této fáze se začíná vše znova od první fáze.

2.4.1 Elektrické srdeční děje

Základem místem pro vznik srdeční elektrické aktivity je sinoatriální (SA) uzel. Dále se signál od SA uzlu šíří pomocí síňových drah k atrioventrikulárnímu (AV) uzlu. Díky tomu, že v AV uzlu dochází k fyziologickému zpomalení šíření elektrické aktivity, je získán čas potřebný k naplnění srdečních komor při systole síní. Dále se vzruch z AV uzlu šíří Hisovým svazkem, který se dále dělí na levé a pravé Tawarovo raménko a v konečné fázi se signál rozprostírá pomocí systému Purkyňových vláken. Po příchodu signálu na Purkyňovy vlákna dochází k aktivaci myokardu komor, tím dojde ke stahu komor a to směrem od osrdečního hrotu k srdeční bázi.



Obrázek 2.4: Převodní systém srdeční

[4]

Ve chvíli, kdy tento systém funguje, dochází k správné funkci srdečních oddílů. Správně fungující levá komora je schopna během systoly do krevního oběhu vypudit přibližně 60% svého objemu. Ve chvíli, kdy dojde k poruše na vedení elektrického vzruchu, dochází ke vzniku srdeční dysfunkce. Závažnost srdeční dysfunkce je závislá na způsobu poškození převodního systému.

[1, 4]

Naopak ve chvíli, kdy je systém vedoucí vzruch poškozen, dochází ke vzniku srdeční arytmie. Podle druhu arytmie lze poté určit, kde je systém vedoucí vzruch poškozen a jak lze daný problém řešit. Nejtypičtější arytmie je možné vidět v tabulce č.1.

Sinusové arytmie	Supraventrikulární arytmie	Komorové arytmie
Sick sinus syndrom	Flutter síní	Komorový flutter
Sinusová zástava	Fibrilace síní	Komorová tachykardie
Sinusová tachykardie	Supraventrikulární tachykardie	Komorová fibrilace
Sinusová bradykardie	Supraventrikulární extrasystolie	Komorová extrasystolie

Tabulka 2.1: Dělení srdečních arytmií podle místa vniku

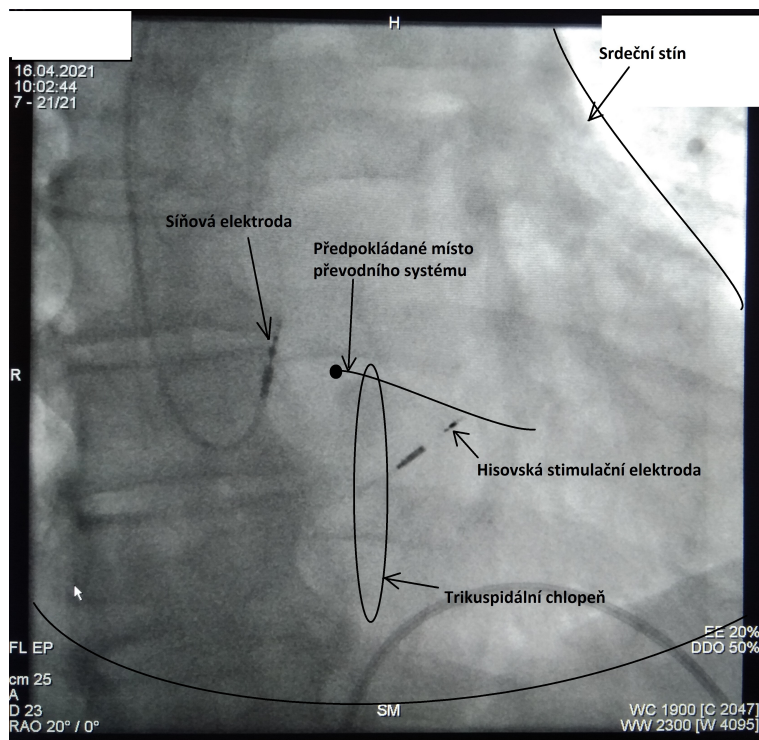
Sinoatriální blokáda I. - III. stupně
Atrioventrikulární blokáda I. - III. stupně
Blokáda pravého Tawarova raménka
Blokáda levého Tawarova raménka
Blokáda předního svazku levého raménka Tawarova (přední hemiblok)
Blokáda zadního svazku levého raménka Tawarova (zadní hemiblok)
Bifascikulární blokáda pravého a předního svazku levého raménka Tawarova
Bifascikulární blokáda pravého a zadního svazku levého raménka Tawarova

Tabulka 2.2: Dělení srdečních arytmií podle poruchy vedení vzruchu

Kapitola 3

Stimulace Hisova svazku

Hisovská neboli fyziologická stimulace je metoda, která ke stimulaci komor používá Hisův svazek. Proti stimulaci středního septa nebo hrotu pravé komory je zde zachován štíhlý QRS komplex. Studie naznačují, že Hisovská stimulace redukuje výskyt srdečního selhání v porovnání s myokardiální stimulací pravé srdeční komory.



Obrázek 3.1: Umístění stimulačních elektrod na skioskopickém snímku

3.1 Indikace pro Hisovskou stimulaci

Nejčastější indikace pro Hisovskou stimulaci by bylo možné rozdělit do tří základních sekcí:

- Pacient má úzký QRS komplex, AV blokádu I. a II. stupně a je předpoklad, že by z tohoto komplexu mohl profitovat.
- Pacient má stimulací indukovanou kardiomyopatii se sníženou ejekční frakcí (EF) levé komory a vlivem Hisovské stimulace by mohlo dojít k odstranění kardiomyopatie a zlepšení EF.
- Pacient má blokádu některého z Tawarových ramének a vlivem Hisovské stimulace by bylo možné dosáhnout korekce tohoto bloku.

3.2 Druhy stimulací

Z historického hlediska existuje několik druhů stimulace s ohledem na místo kde je stimulační elektroda umístěna.

3.2.1 Stimulace síní

Tento způsob stimulace se využívá v případech, kdy pacient má poruchu činnosti SA uzlu. Tato porucha může vést k sankopám vlivem výpadku srdečního stahu po dobu delší než 3 sekundy.

V těchto případech se implantují jednodutinové kardiostimulátory v režimu AAI popřípadě AAIR. Zkratka AAI značí snímání signálu síní, stimulaci síní a inhibovaný režim. V případě, že se jedná o režim AAIR, tak R značí režim pro úpravu frekvence v závislosti na pohybové aktivitě pacienta. Elektroda se v síní umísťuje do oblasti ouška pravé síně.

3.2.2 Stimulace pravé komory

Tento druh stimulace se využívá v případech, kdy pacient trpí poruchou v oblasti AV uzlu. Ten zpříčiňuje prodloužení převodního intervalu ze síní na komory, vynechávání některých převodů ze síní na komory. V některých případech může dojít k úplnému zablokování převodu.

V těchto případech se implantují dvoudutinové kardiostimulátory, nejčastěji v režimech DDD nebo DDDR. Zkratka DDD značí snímání signálů ze síně i komory s možností stimulace síní i komor, zároveň je schopen pracovat v inhibovaném nebo trigger režimu. R opět značí automatickou regulaci stimulační frekvence v závislosti na pohybu pacienta.

Elektrody se umísťují do oblasti ouška pravé síně a středního septa pravé komory. Dříve se komorová elektroda umísťovala do oblasti hrotu pravé komory. S ohledem na výsledky studií se používá spíše stimulace středního septa s ohledem na snížení rizika vzniku dyssynchronie levé a pravé komory.

V případech, kdy má pacient permanentní fibrilaci síní, je používán jednodutinový kardiostimulátor v režimu VVI nebo VVIR. Tento stimulátor se používá pouze pro stimulaci pravé komory. Z důvodu fibrilace síní není potřeba synchronizovat stah síní a komor, ale stačí stimulovat pouze komory.

V případech, kdy je pacient často a dlouhodobě stimulován do pravé komory může dojít dyssynchronii, která může mít za následek zhoršení zdravotního stavu až srdeční selhání.

3.2.3 Biventrikulární stimulace

Tento druh stimulace se používá v případech dyssynchronie akce srdečních komor. Ta bývá nejčastěji zapříčiněna blokem levého nebo pravého Tawarova raménka. K dříve zmíněným elektrodám se zde přidává třetí, která se zavádí do odstupu koronárního sinu, který směřuje na boční stěnu levé komory.

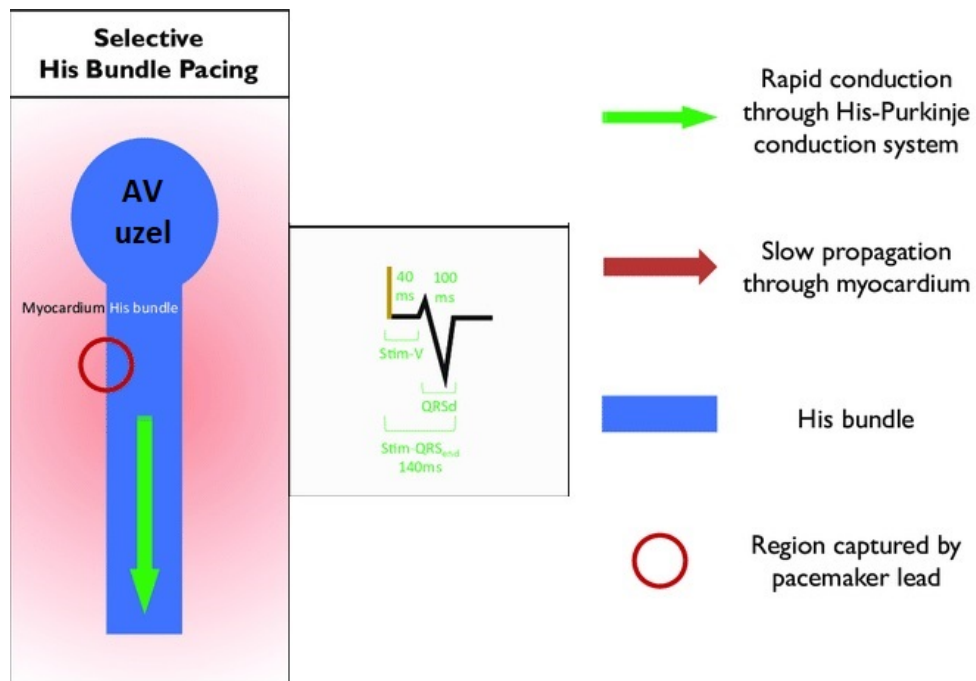
Stimulátor se zde nastavuje do režimu BIV DDD nebo BIV VVI s ohledem na to zda je přítomna i síňová elektroda. Stimulací se snažíme zúžit QRS komplex. Zúžení QRS komplexu lze ve většině případů dosáhnout vhodným nastavením předstihu nebo zpoždění stimulačního impulsu levokomorové elektrody vůči pravokomorové elektrodě.

3.2.4 Hisovská stimulace

Hisovská stimulace by měla být proti výše zmíněným druhům stimulace nejvíce fyziologickou. Stimulační impuls by se měl primárně šířit za pomoci srdečního převodního systému, konkrétně Hisova svazku, Tawarových ramének a Purkyňových vláken. Převodním systémem se signály šíří výrazně rychleji a organizovaně, tím by měla být zadována i organizovaná aktivace myokardu obou srdečních komor a šířka QRS komplexu. Jedná se o poměrně nový způsob stimulace, který prozatím není velmi rozšířen. Do budoucna má ovšem velký potenciál nahradit dosavadní způsoby stimulace.

Hisův svazek je hledán pomocí RTG přístroje, který dokáže zobrazovat pozici stimulační elektrody, která je rentgenově kontrastní. Vzhledem k tomu, že Hisův svazek není na rentgenu viditelný je potřeba mít stimulační elektrodu připojenou k biozesilovači. Následně je potřeba sledovat zda se v místě, kde je elektroda zavedena nachází i signál Hisova svazku. V případě, že je na biozesilovači viditelný signál Hisova svazku dojde v daném místě k zavrtání elektrody do srdeční stěny a je testováno jaké stimulace je možné dosáhnout.

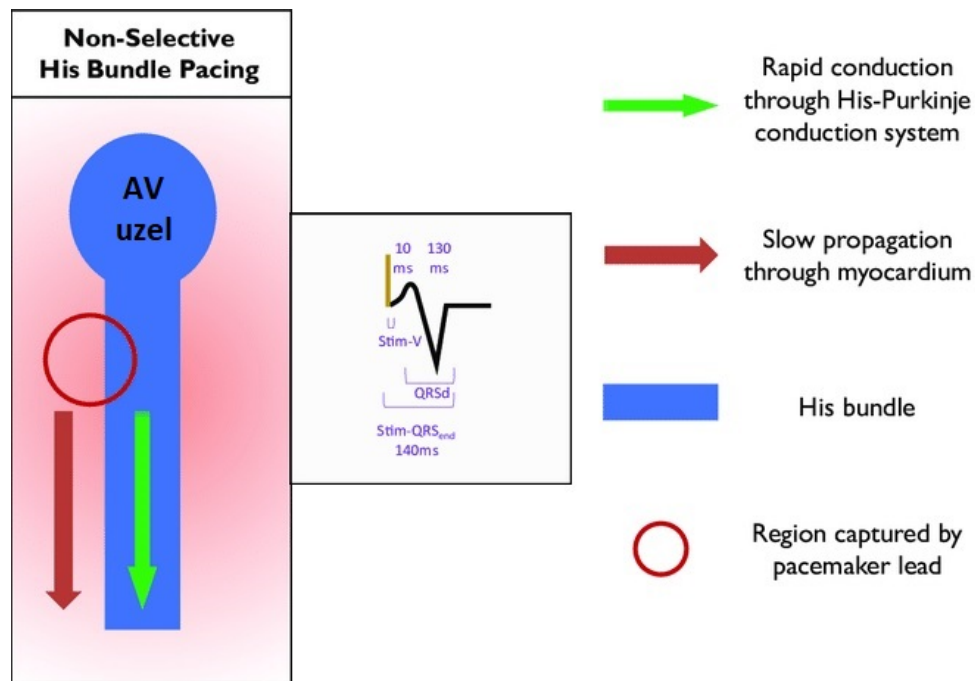
3.2.4.1 Selektivní stimulace



Obrázek 3.2: Pozice elektrody a tvar QRS komplexu pro selektivní stimulaci [5]

Ideálním případem je selektivní stimulace Hisova svazku, to znamená, že elektroda je zašroubovaná přímo v Hisově svazku a stimulačním impulzem dochází k uchvácení pouze samotného svazku. Na EKG by v ideálním případě měl být vidět stimulační spike a s mírným spožděním úzký QRS komplex totožný se zdravým nativním komplexem.

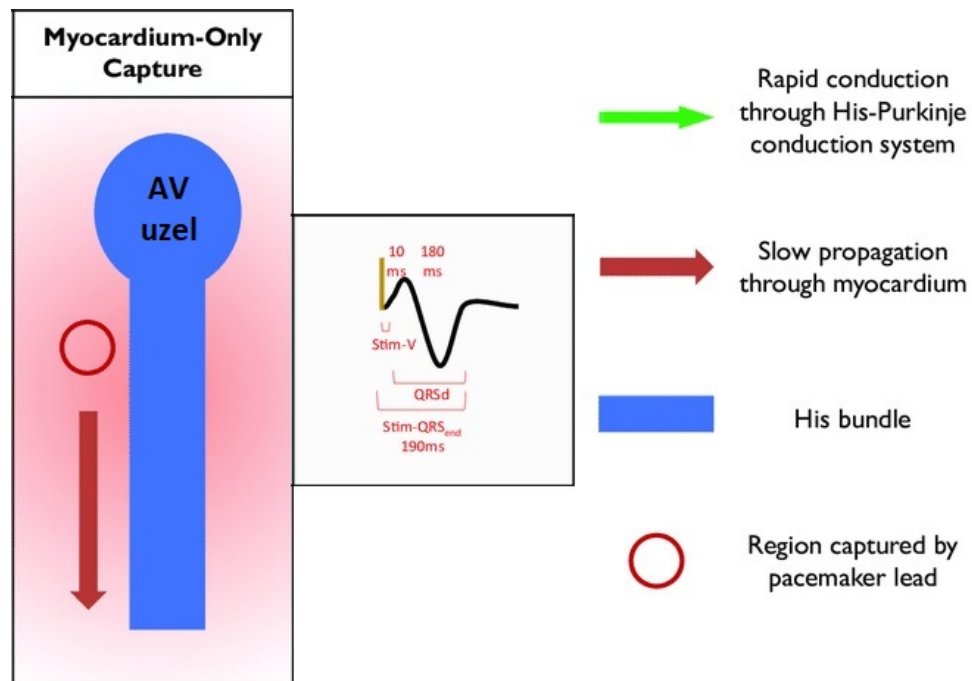
3.2.4.2 Neselektivní stimulace



Obrázek 3.3: Pozice elektrody a tvar QRS komplexu pro neselektivní stimulaci [5]

Druhou možností je neselektivní stimulace Hisova svazku. V tomto případě je elektroda umístěna v samotném svazku a díky vysokému výdeji na elektrodě je společně s Hisovým svazkem podrážděn i okolní myokard. K neselektivní aktivaci může dojít i v případě, kdy je elektroda umístěna v těsné blízkosti Hisova svazku a vysokým výdejem na elektrodě je opět stimulován myokard s Hisovým svazkem. Na EKG je možné vidět stimulační spike následovaný QRS komplexem, před nímž je patný deltovitý náběh. Šířka QRS komplexu bývá širší, než je tomu u selektivní stimulace nebo zdravému nativnímu komplexu.

3.2.4.3 Myokardiální stimulace



Obrázek 3.4: Pozice elektrody a tvar QRS komplexu pro myokardiální stimulaci [5]

Třetí možností je myokardiální stimulace, ta může nastat v případě, kdy je elektroda umístěna mimo Hisův svazek a stimulací je aktivován pouze myokard, kterým se signál šíří pomalu. Díky tomu můžeme na EKG pozorovat výrazně změněný a širší QRS komplex než v předchozích případech.

3.3 Elektrocardiografie

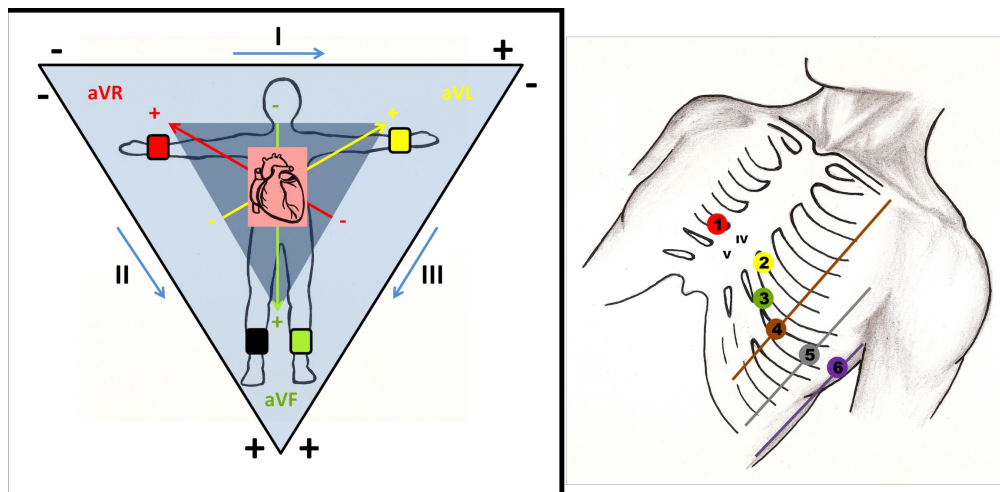
Elektrokardiografie je měřicí metoda k získávání povrchového záznamu elektrické srdeční aktivity z pohledu elektrické stimulace srdečních svalů. Evolučně nejdříve vzniknulo EKG a až následně byly vytvořeny systémy pro vektorkardiografii. Tato kapitola je začleněna z důvodu porozumění EKG a VKG. EKG patří mezi základní kardiografické vyšetření jejíž výstupem je elektrokardiogram. Pomocí tohoto záznamu je následně možné hodnotit samotnou srdeční akci.

Jedná se o neinvazivní metodu. Výsledný signál je zprostředkováván pomocí hardwaru a rozmístěním elektrod na povrchu těla.

3.3.1 Princip snímání

Hlavním rozdílem mezi snímáním EKG a VKG je v rozložení elektrod na povrchu těla, ale také v principu samotného snímání. U EKG se snažíme snímat aktivitu v rámci čtvrt válce, který reprezentuje průmět srdeční aktivity na hrudník pacienta. Kdežto u VKG se elektrody umísťují tak, aby co nejvíce reflektoval ortogonální systém pro měření rovin X, Y a Z. Některé části této kapitoly mohou korelovat s kapitolou popisující funkci lidského srdce.[6]

V průběhu šíření akčního potenciálu myokardem dochází ke vzniku místních elektrických proudů v oblastech rozhraní rozdílného potenciálu a tím dochází ke vzniku elektromagnetického pole. Z povrchu těla je možné sledovat změny srdečních potenciálů, především díky tělesným tekutinám, které v těle fungují jako vodič.[6]



Obrázek 3.5: Schéma rozmístění elektrod pro snímání 12-ti svodového EKG [6]

První kdo začal tyto potenciály snímat byl Willem Einthoven na počátku 20. století, dnes tyto elektrody známe jako tři standardní bipolární končetinové svody, které tvoří Einthovenův trojúhelník. V pomyslném těžišti tohoto trojúhelníku by se mělo nacházet srdce. Měření probíhá vždy mezi dvěma elektrodami, jejichž polarita je vždy předem stanovena. Jednotlivé svody následně mezi elektrodami zaznamenávají rozdíl potenciálu a udávají výslednou amplitudu signálu. Vektorový součet nasnímaných potenciálů by měl být roven nule. Tyto svody se značí římskými číslovkami I, II a III.

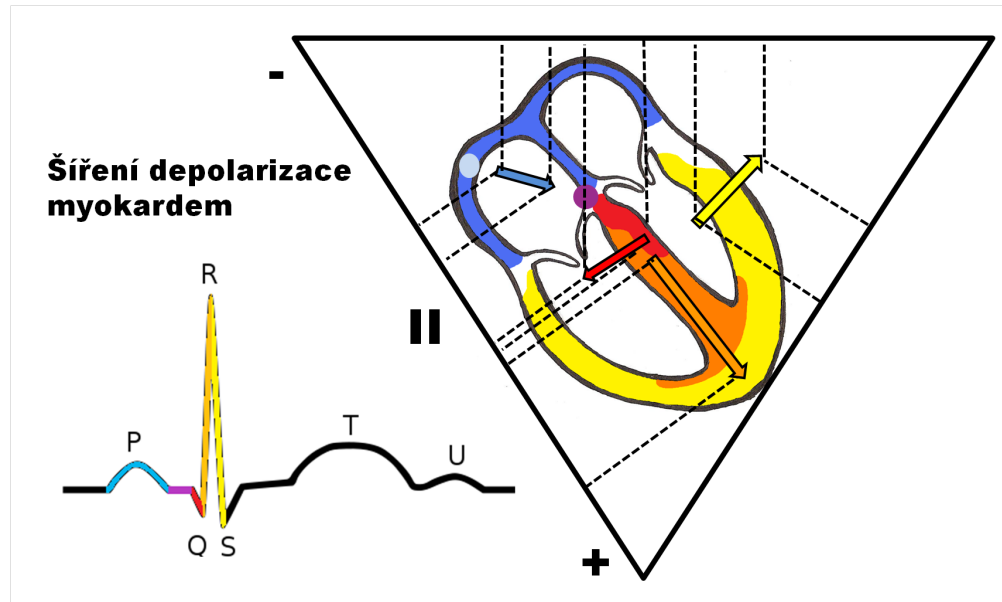
V dnešní době bývá snímání EKG doplněno o další svody. Jedná se o dva systémy unipolárních svodů po jejichž implementaci dostaneme tzv. 12-ti svodové EKG.

Wilsonovy unipolární hrudní svody - tvoří uměle vytvořená indiferentní elektroda, která by díky připojeným odporům měla mít stále nulovou hodnotu. Vůči této Wilsonově svorce je připojeno šest aktivních hrudních elektrod označovaných jako V1 - V6. Vznikají také svody VR, VL a VF, které jsou zesilovány pomocí dalšího systému.

Goldbergovy unipolární svody - vznikají zesílením svodů VR, VL a VF z Wilsonova systému. K zesílení dochází díky odpojení aktivní elektrody od nulové svorky a následně je možné měřit zesílené napětí mezi odpojenou elektrodou a zbylými dvěma elektrodami. Tyto svody se značí aVR, aVL a aVF.[6]

3.3.2 Princip EKG záznamu

EKG křivka je v podstatě záznamem elektrické srdeční aktivity, respektive šíření depolarizace z různých míst srdečního svalu. Tvar křivky zobrazující depolarizaci myokardu bude odlišná s ohledem na to, kterým svodem je potenciál snímán. Velmi záleží na poloze svodu vůči poloze srdce. Potenciál se srdcem šíří standardizovaným způsobem a tím vytváří typickou křivku, z níž každá část odpovídá určité fázi elektrického srdečního cyklu.[6]



Obrázek 3.6: Demonstrace částí EKG záznamu na místě v srdci.
[6]

Na obrázku je znázorněno, která část srdce způsobuje danou výchylku na EKG křivce. U 12-ti svodového EKG se křivky z jednotlivých svodů liší s ohledem na to kde se daná snímací elektroda nachází.

- **Vlna P** - znázorňuje depolarizaci srdečních síní.
- **PQ interval** - značí časový interval, než dojde k převodu vzruchu ze síní na komory. Toto zpoždění způsobuje AV uzel.
- **QRS komplex** - značí depolarizaci srdečních komor, podle tvaru tohoto komplexu je možné diagnostikovat různé srdeční choroby.
- **Vlna T** - repolarizace srdečních komor
- **Vlna U** - ve většině případů ji na záznamu není vidět a její původ není úplně objasněn.

Srdeční akci lze snímat i z pohledu vektorů. Elektrický vzruch se srdcem šíří postupem času v určitých směrech, které se dají značit pomocí vektorů, jak je vidět na obrázku 3.6 . VKG křivka se tedy reprezentací šíření vektorů šíření srdečního vzruch v průběhu času.

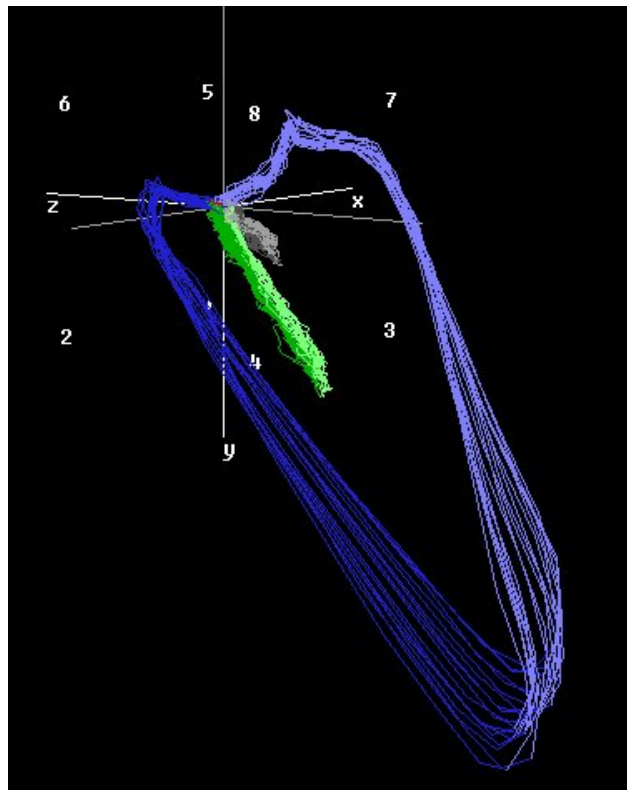
Z pohledu vektorů je vlna P prezentována vektorem směřujícím doleva dolů. Po ní nastává PQ interval projevující se u EKG jako izolinie.

Následný QRS komplex je složen z několika vektorů. V první části se vzruch šíří z AV uzlu na Hissův svázek, Tawarova raménka a následně na svalovinu mezikomorového septa, depolarizace se tedy šíří doleva dolů a vektor směřuje doprava dolů. Vzruch se dále šíří směrem k srdečnímu hrotu, vektor tedy směřuje doleva dolů. Dále se depolarizace šíří skrze Purkyňova vlákna na myokard obou komor, vektor v tomto případě směřuje doleva nahoru a to především díky mohutnějšímu myokardu levé komory.

Následuje izolinie způsobená fází plató, během této fáze je srdce elektricky neaktivní. Poté nastává fáze repolarizace komor v přesně opačném směru než probíhala repolarizace, ale se stejnou amplitudou. Výsledný vektor je tedy stejný avšak směrově obrácený. Na EKG křivce repolarizaci vidíme jako vlnu T.[6, 7]

3.4 Vektorkardiografie

Jedná se o metodu pro zaznamenávání velikostí a směrů elektrických sil generovaných srdcem pomocí spojitě řady vektorů, které tvoří zakřivené čáry kolem centrálního bodu. Kontinuálním snímáním vektorů a sečtením jejich hodnot do jednoho vektoru dostaneme výslednou smyčku. Parametry výsledné smyčky udávají intenzita a prostorová orientace dipólu.



Obrázek 3.7: Vzor VKG křivky.
[8]

K projekci smyček je zapotřebí referenčního systému. Referenční systém má závislost na Einthovenově trojúhelníku, který reprezentuje EKG ve skalárním tvaru. Díky daným vlastnostem je možné převádět záznamy EKG a VKG mezi sebou, při převodu opačném ovšem dojde ke ztrátě informací ze sagitální roviny.[9]

3.4.1 Historický vývoj

První významné zmínky o vektorkardiografii pocházejí z 40. - 50. let minulého století, týkají se diskuze o ortogonálním systému a nekorigovaném systému elektrod.

První korigovaný systém elektrod popsal v roce 1956 E. Frank, tak vznikl první standard pro měření VKG. V současné době se využívá VKG pro nejen pro zobrazení P, QRS a T segmentu smyčky, ale je možné diagnostikovat různé nemoci. V praxi se ovšem VKG moc nepoužívá, jeho hlavní přínos je v oblasti zpracování signálů a následném stanovování diagnóz.[10]

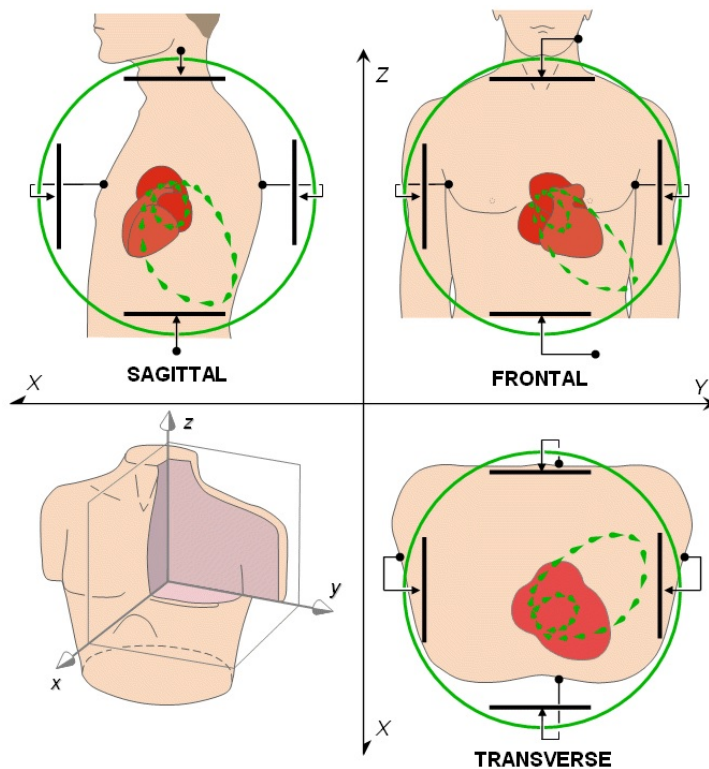
3.4.2 Rozlišení onemocnění

Vektorkardiografie našla své uplatnění v diagnostice určitých srdečních onemocnění, jako jsou například infarkty miokardu nebo ICHS a to především díky metodě snímání, která poskytuje lepší informace o daných onemocněních. Jsou známy i studie zabývající se bloádami levého či pravého Tawarova raménka.

3.4.3 Princip snímání

Pro získání VKG je potřeba snímat signál ve třech rovinách:

- **Frontální** - zobrazuje závislost X osy smyčky na Y
- **Horizontální** - zobrazuje závislost X osy smyčky na Z
- **Sagitální** - zobrazuje závislost Y osy smyčky na Z [11]



Obrázek 3.8: VKG roviny
[12]

3.4.3.1 Svodové systémy

V základu můžeme svodové systémy rozdělit na korigované a nekorigované. Nekorigované svody mají nevýhodu v tom, že poskytují platná data pouze v případě, že jsou použity pro lidi s konkrétní stavbou těla. Nedokáží počítat s výchyly v podobě výšky a obezity pacienta. Nekorigované systémy se ovšem v klinické praxi nevyužívají.[13]

3.4.3.2 Korigované svody

Korigované svody umožňují snadnou reprodukovatelnost měření a důležitým parametrem je i ortogonalita. V kategorii korigovaných svodů je znám například Frankův svodový systém, SVEC III a McFee - Parunganův systém.[13]

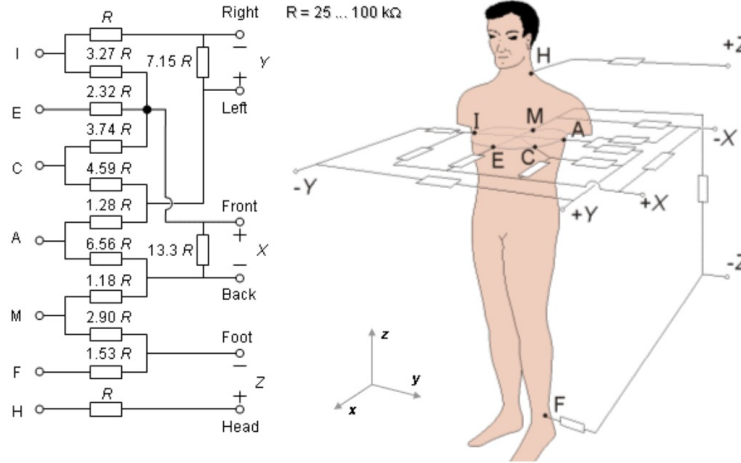
3.4.3.3 Frankův systém

Aby byla u tohoto systému zajištěna správná ortogonalita je potřeba zajistit dipól, který má přesně dané místo a velikost hludníku. To zapříčiní, že VKG nebude ideálně ortogonální pro všechny tvary hrudníku. Frankův systém na to reaguje dodatkem, který definuje počet elektrod na 7, tím zajišťuje určitý kompromis mezi ortogonalitou a opakovaným měřením. Z toho plyne nevýhoda VKG v podobě, že i malá chyba v umístění elektrod může zapříčinit ztrátu informace.[11, 9, 14]

Frankův systém má 6 úrovní a každá elektroda má své označení. Svody A,E,I,M jsou rozmístěny v transversální rovině od levé přední části pro pravou zadní. Tyto svody jsou doplněny o svod C, který je umístěn mezi svody A a E. Dvě zbývající elektrody jsou umístěny na krku a pravé noze. Schéma pro umístění elektrod je vidět na obrázku 3.9. Pro snímání potenciálů jsou definovány pojmy:

- **Zezadu dopředu (komponenta X)** - Elektrody A, C, E, I a M.
- **Zprava doleva (komponenta Y)** - Elektrody A, C a I.
- **Od paty k hlavě (komponenta Z)** - Elektrody K, H a F.

V případě kdy máme takto definované osy snímání, jsme schopni vytvořit ortogonální systém, který bude možné reprodukovat. Zesílení signálů osy X a Y na stejný level jako u osy Z je dosaženo pomocí rezistorů propojujících kladný a záporný pól osy X a Y. Jedná se o násobky rezistorů Z, u osy X je to 13,3 násobek a u osy Y 7,15 násobek. Aby bylo dosaženo symetrické zátěže je rezistorová síť připojen ke každému samostatnému svodu, přičemž každý rezistor je násobkem rezistoru osy Z. Pro dosažení správných poměrů rezistorové sítě je doporučeno, aby hlavní rezistor měl v ideálním případě 100k Ω , minimální hodnota rezistoru by neměla být nižší než 25k Ω . Pro splnění požadavků na zdravotnický prostředek je potřeba pro zesílení signálu použít zesilovače s vysokou impedancí.[11, 9, 13]



Obrázek 3.9: Struktura Frankova systému [12]

Výsledné smyčky V_X , V_Y a V_Z jsou získány pomocí matematických vzorců, v nichž jsou sčítány a odčítány rozdíly úbytků napětí na jednotlivých elektrodách.[14]

$$V_X = 0,610 \cdot V_A + 0,171 \cdot V_C - 0,781 \cdot V_I \quad (3.1)$$

$$V_Y = 0,655 \cdot V_F + 0,345 \cdot V_M - 1 \cdot V_H \quad (3.2)$$

$$V_Z = 0,133 \cdot V_A + 0,736 \cdot V_M - 0,264 \cdot V_I - 0,347 \cdot V_E - 0,231 \cdot V_C \quad (3.3)$$

3.5 Metody transformace EKG na VKG

Pro převod EKG na VKG se nejčastěji používá 12-ti svodové EKG. V praxi je poměrně komplikované mít na pacienta připojené svody 12-svodového EKG a zároveň svody VKG. Aby bylo možné snížit počet elektrod na pacientovi vznikly metody pro transformaci dat z 12-ti svodového EKG na tři vektorkardiografické svody se souřadnicemi X, Y, Z.

Pro samotnou transformaci 12-ti svodového EKG se využívají končetinové svody I, II a všechny hrudní svody V1–V6. Zbylé svody se z důvodu lineární závislosti nepoužívají, jelikož by mohly do transformace vnést zbytečnou chybu.

Transformace spočívá v přenásobení matic. Matice označená \mathbf{M} je matice obsahující koeficienty dané transformační metody. Matice \mathbf{E} je matice obsahující data z osmi určených EKG svodů. Přenásobením těchto matic dostaneme matici \mathbf{V} s výslednými daty.[15]

$$\mathbf{V} = \mathbf{M} \times \mathbf{E} \quad (3.4)$$

3.5.1 Inverzní Dowerova transformace

Metoda se zakládá na matematické pseudoinverzi Dowerovy metody odvozování EKG z VKG. Z lineární kombinace 8-mi EKG svodů jsou vyjádřeny ortogonální svody X, Y, Z. Tímto nám vzniká matice 8 x 3.

Publikace [15] se zabývá porovnáním této transformační metody s přímo měřeným VKG pomocí Frankových svodů. Měření probíhalo na 80ti lidech a inverzní Dowerova metoda v porovnání s ostatními metodami vykazovala největší podobnost výsledných VKG křivek s VKG nasnímaným pomocí Frankových svodů.

	X	Y	Z
V1	-0,172	0,057	-0,229
V2	-0,074	-0,019	-0,310
V3	0,122	-0,106	-0,246
V4	0,231	-0,022	-0,063
V5	0,239	0,041	0,055
V6	0,194	0,048	0,108
I	0,156	-0,227	0,022
II	-0,010	0,887	0,102

Tabulka 3.1: Koeficienty matice pro Inverzní Dowerovu transformaci

3.5.2 Korsova regresní metoda

Jde o statistickou metodu, na kterou byla uplatněna matematická regrese. Regresní metody lze uplatnit pouze v případech, kdy je k dispozici velké množství dat pacientů, kterým bylo nasnímano EKG i VKG. Pouze v takových případech je možné dosáhnout odvození matematických koeficientů bez velkých chyb.[15]

	X	Y	Z
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,20
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23

Tabulka 3.2: Koeficienty matice pro Korsovu regresní metodu

3.5.3 Korsova kvazi ortogonální metoda

Metoda se zakládá na podobnosti některých EKG svodů se svody VKG. Svod V_6 se nejvíce přibližuje svodu X, svod II se zase nejvíce přibližuje svodu Y a svod V2 je záporným násobkem poloviny svodu Z. [15]

$$V_X = V_6 \quad (3.5)$$

$$V_Y = II \quad (3.6)$$

$$V_Z = -0,5 \cdot V_2 \quad (3.7)$$

3.5.4 Metoda nejmenších čtverců

I v tomto případě se jedná o regresivní metodu. Pomocí minimalizace střední kvadratické chyby byly stanoveny koeficienty. Tato metoda se zaměřuje zvláště na jiný interval EKG. Jedna metoda se zabývá P vlnou EKG a druhá metoda se zabývá QRS komplexem. Podle studií porovnávajících tyto dvě metody s inverzní Dowerovou transformací dosahovaly obě lepších výsledků.[15]

	X	Y	Z
V1	0,266	0,088	-0,319
V2	0,027	-0,088	-0,198
V3	0,065	0,003	-0,167
V4	0,131	0,042	-0,099
V5	0,203	0,047	-0,009
V6	0,220	0,067	0,060
I	0,370	-0,131	0,184
II	-0,154	0,717	-0,114

Tabulka 3.3: Koeficienty matice pro metodu nejmenších čtverců P vlny

	X	Y	Z
V1	-0,147	0,023	-0,184
V2	-0,058	-0,085	-0,163
V3	0,037	-0,003	-0,190
V4	0,139	0,033	-0,119
V5	0,232	0,060	-0,023
V6	0,226	0,104	0,043
I	0,199	-0,146	0,085
II	-0,018	0,503	-0,130

Tabulka 3.4: Koeficienty matice pro metodu nejmenších čtverců QRS komplexu

Kapitola 4

Rešerše

Cílem rešerše je průzkum publikovaných prací, zaměřujících se na Hisovskou stimulaci srdeční. V kontextu všech ostatních nebyly brány v úvahu jiné metody, ale rešerše se soustřeďuje na zmíněnou Hisovskou stimulaci. V neposlední řadě byla snaha zjistit, zda již někdo zkoumal vliv Hisovské stimulace na křivky VKG.

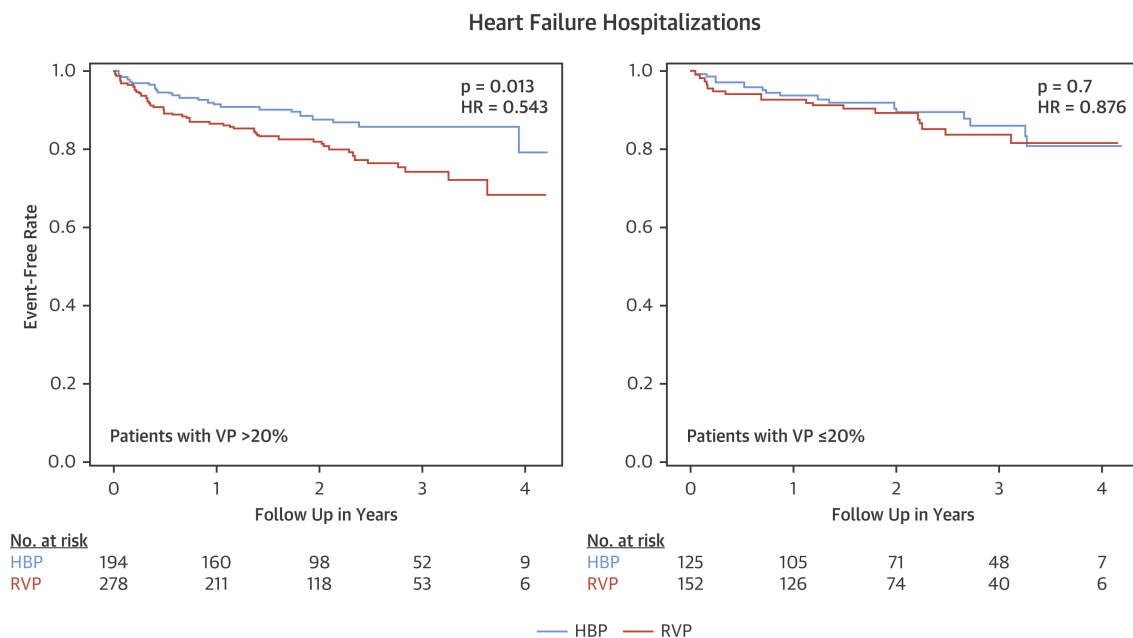
Pro vyhledávání článků, byly použity databáze Scopus, Medline, Pubmed, ScienceDirect a SpringerLink. Samotná rešerše byla provedena v lednu 2021.

Klíčová slova: His bundle pacing, Benefits His bundle pacing, His bundle pacing VCG, HBP vs. BIV stimulation.

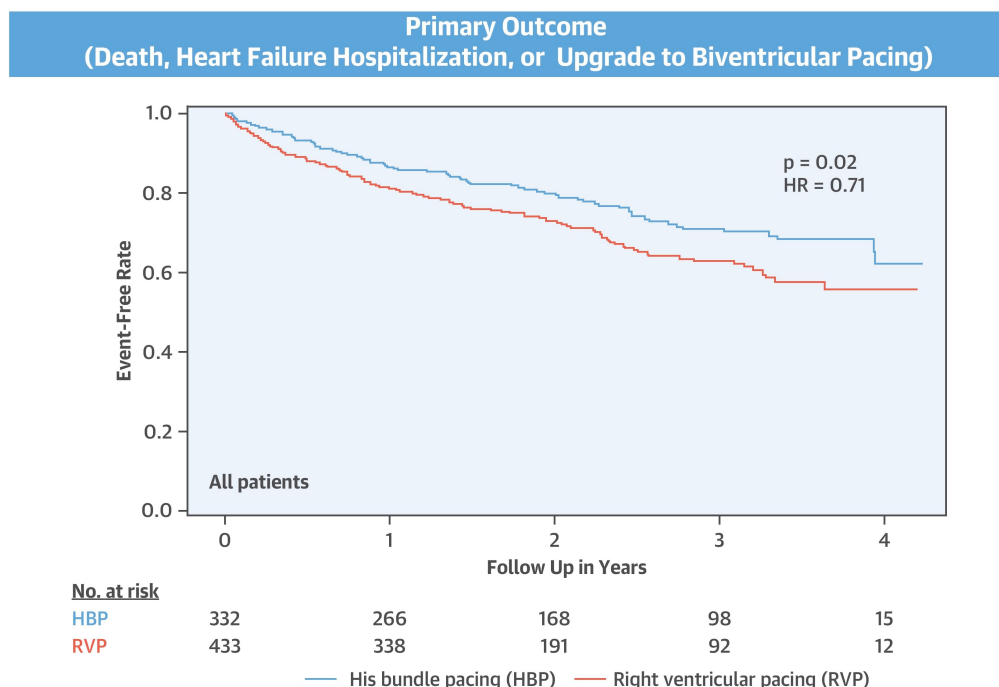
Hisovská nebo také fyziologická stimulace je metoda, která v posledních letech budí pozornost. Předpokládá se, že narozdíl od klasické stimulace pravé komory, by postupem času nemělo docházet k desynchronizaci srdeční akce a snižování ejekční frakce levé komory jako je tomu v některých případech stimulace pravé komory. Zároveň v případech, kdy pacient již má klasický kardiostimulátor s elektrodou v pravé komoře a došlo u něj k výraznému poklesu ejekční frakce levé komory, by mohlo pomocí Hisovské stimulace dojít ke zlepšení této hodnoty a snížení rizika vzniku srdečního selhání.

Článek publikovaný v JACC Journals His Bundle Pacing [16] rozvíjí debatu o optimálním stimulačním místě s ohledem na hemodynamické i klinické výsledky. Stimulace Hisova svazku by mohla mít pozitivní vliv při dlouhodobé stimulaci srdečních komor. Díky využití systému His-Purkyně by měla být eliminována dyssynchronie srdeční akce během stimulace.

Článek publikovaný ve stejném časopisu Clinical Outcomes of His Bundle Pacing Compared to Right Ventricular Pacing [17] vyhodnocuje studii porovnávající počet hospitalizací pro srdeční selhání u pacientů se stimulací Hisova svazku a pacientů s klasickou stimulací pravé komory. Pacienti byli rozděleni na dvě skupiny a to na pacienty se stimulací komory >20% a na pacienty se stimulací komory <20%. Výsledkem studie bylo zjištění, že pacienti stimulovaní pomocí Hisova svazku mají významně nižší počet vzniku srdečního selhání přibližně o 12%, v porovnání s pacienty stimulovanými klasickým způsobem do pravé komory a to především u pacientů se stimulací pravé komory >20% viz obr. 4.1. Celkový rozdíl pro projevy srdečního selhání je mezi HBP a RVP je přibližně 15%.



Obrázek 4.1: Porovnání rizika hospitalizace pro srdeční selhání
[16]



Obrázek 4.2: Rozdíl primárních projevů srdečního selhání u RVP a HBP [16]

Velmi zajímavý článek publikovaný v American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology [18] popisuje šíření aktivace komor na sedmi psích srdcích, která byla prokrvována pomocí Langendorffovy metody. Pro vnitřní část srdce byly použity košové katetry obsahující 64 elektrod a pro vnější část srdce byl použit návlek obsahující 128 elektrod. Byly testovány metody HBP, RVP a BIV. Největší podobnost se synusovým rytmem vyhazovala selektivní a neselektivní HBP.

Zlepšení akutní hemodynamické odpovědi, snížení doby trvání QRS intervalu a zlepšení indexu dyssynchronie LV komory ve srovnání HBP a biventrikulární CRT stimulace popisuje studie od Arnolda Ahrana [5].

Velmi obsáhla metaanalýza od Qi Jinlei [19] vykazuje nižší výskyt náhlého srdečního selhání, pro pokročilé AVB s normální nebo mírně sníženou EF u HBP a BIV stimulace v porovnání s RVP. Zároveň také popisuje u náhlého srdečního selhání nevýznamný rozdíl mezi HBP a BIV stimulací.

Východiskem řešerše je, že byly provedeny studie porovnávající výhody Hisovské stimulace v porovnání s jinými druhy, které se dnes používají. Podle jedné studie je způsob aktivace myokardu u Hisovské stimulace nejvíce podobný fyziologické aktivaci. Žádná doposud publikovaná studie ovšem nepopisuje změny tvaru VKG křivek s ohledem na jednotlivé druhy Hisovské stimulace (selektivní, neselektivní a myokardiální).

Kapitola 5

Cíle práce

Praktická část

Cílem praktické části bylo vytvořit program, který bude schopen vykreslit VKG křivku z 12-ti svodového EKG. Tento program by měl přinést možnost porovnání nativního a stimulovaného QRS komplexu během implantace kardiostimulátoru, který stimuluje Hisův svazek. V konečné fázi jsou zhodnocena získaná data.

Pro získání VKG křivky byla použita transformační metoda z 12-ti svodového EKG, konkrétně metoda nejmenších čtverců pro QRS komplex. Bylo tak učiněno z důvodu absence certifikovaného přístroje pro měření VKG, který by mohl být připojen na pacienta během výkonu. Zároveň by bylo poměrně komplikované umístit na pacienta další elektrody.

Základní hypotézou je, že by mělo být možné rozeznávat jednotlivé druhy stimulace Hisova svazku na základě VKG křivek. Druhou hypotézou je, že by mělo být možné jednotlivé druhy stimulace rozlišovat na základě matematického porovnání softwarem.

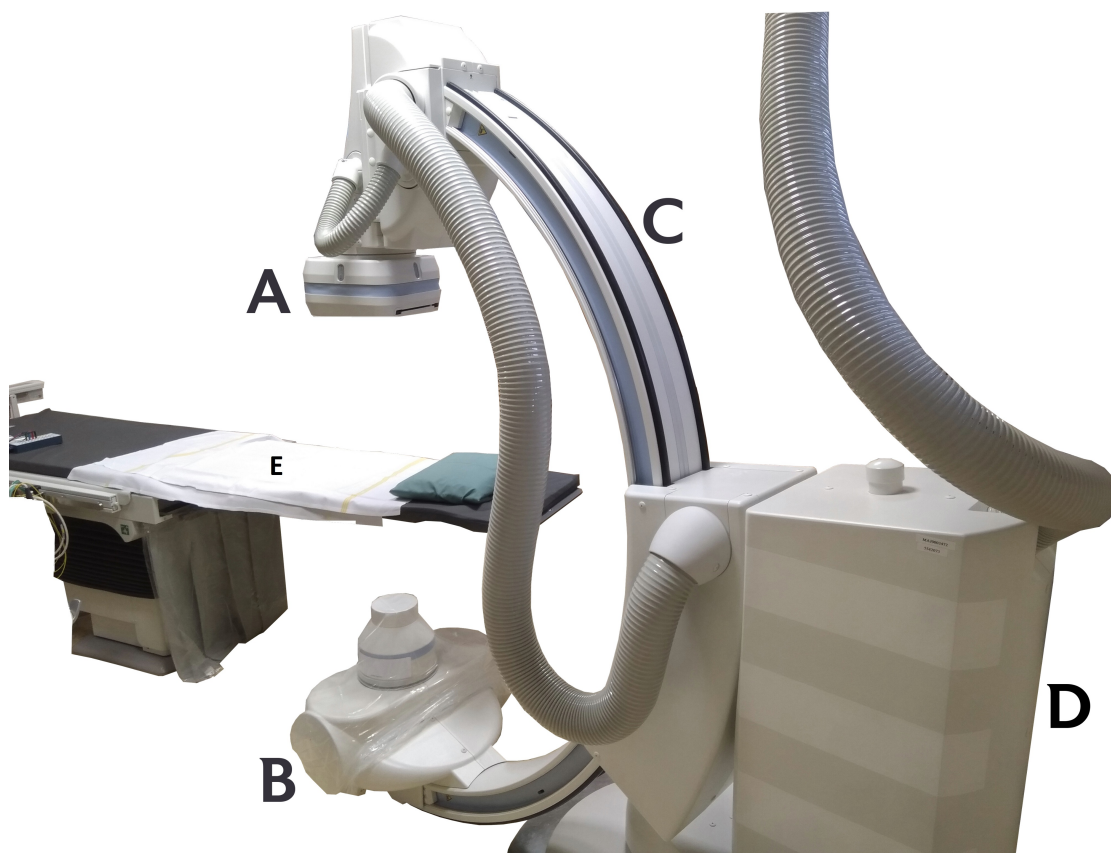
5.1 Použité přístroje a vybavení

5.1.1 Rentgenová sestava Siemens Artis Zee

Jedná se o moderní přístroj sloužící pro angiografii a skiaskopii. Celá sestava je tvořena pohyblivým C-ramenem, otočnou základnou, pohyblivým stolem, zdrojem vysokého napětí a počítačovou sestavou. Nastavování parametrů probíhá pomocí panelů umístěných přímo na stole nebo z počítače umístěného v rentgenově odstíněné ovladovně. Přístroj nabízí široké množství nastavení pro konkrétní operační výkony, aby poskytl co nejkvalitnější obraz s co nejmenší možnou dávkou ionizujícího záření.

Základní informace:

- Výkon generátoru 125kV
- Flat panel 25x25cm
- Clony a štíty pro snížení dávky ionizujícího záření
- C-rameno nastavitelné v kaudální a transverzální rovině
- Stůl nastavitelný ve třech rovinách s možností rotace



Obrázek 5.1: Rentgenová soustava Siemens Artis Zee

Popis obrázku:

- **A** Flat panel sloužící k detekci ionizujícího záření a přeměně na elektrický signál.
- **B** Uložení rengenky a primární clony RTG záření.
- **C** C–rameno na němž je na jednom konci uložena rentgenka a na druhém konci flat panel (detektor). Pohyblivé rameno umožňuje nastavování různých úhlů projekce v kaudální a transverzální rovině.
- **D** Pohyblivá základna umožňuje odsun celého C ramena do vzdálenější polohy pro lepší manipulaci v okolí rentgenového stolu.
- **E** Rentgenový stůl sloužící k uložení pacienta má možnost pohybu ve třech osách. Ve vertikální rovině zároveň umožňuje rotaci.

5.1.2 Zesilovač biologických signálů

Prucka cadiolab Clab II Plus 128 (SN: RXJ18234002TA) je standardní zesilovač povrchových a intakardiálních signálů. Jedná se o základní přístroj potřebný ke všem elektrofyziologickým vyšetřením prováděných na elektrofyziologických sálech. V tomto konkrétním případě slouží k záznamu 12-ti svodového EKG a intrakardiálního signálu Hisova svazku.

Základní informace:

- 224 vstupů a 128 kanálů pro snímání signálů v reálném čase.
- Generace reportů a ukládání záznamů z prováděných zákroků.
- Možnost nastavování pokročilých filtů pro jednotlivé kanály.



Obrázek 5.2: Zesilovač biologických signálů GE Cardiolab II Prucka

5.1.3 Monitor základních životních funkcí

Dash 4000 je základní vybavení jak sálů tak oddělení, které dává personálu informaci o aktuálním stavu pacienta. Při stimulačních výkonech dává informaci o stimulačním prahu, tvaru QRS komplexu a monitoruje vitální funkce pacienta. V případě detekce abnormálních hodnot spustí alarm pro uvědomění personálu.



Obrázek 5.3: Monitor životních funkcí Dash-4000

Základní informace:

- Autodetekce bradykardií a tachykardií
- Měření saturace krve kyslíkem, NIBP a nitrožilního tlaku
- Snímání 12-ti svodové EKG.

5.1.4 Externí kardiostimulátor

Kardiostimulátor Biotronik Reliaty (SN: 61511180) je externí víceelektrodový kardiostimulátor. V našem případě je používán jako tester stimulačních parametrů jednotlivých elektrod jako jsou sensing, stimulační práh a impedance elektrody. Na základě těchto parametrů se elektroda ponechá na zvoleném místě nebo v případě nevyhovujících parametrů se hledá vhodnější místo pro umístění elektrody.

- Sensing se pohybuje v řádech jednotek až desítek milivoltů. V případě P vlny jsou hodnoty v rozmezí 0,5 až 5mV a v případě komorového R kmitu se hodnoty pohybují v rozmezí 5 až 30mV.
- Stimulační práh by se v síni a pravé komoře měl ideálně pohybovat do 1,5V. U Hisovské stimulace jsou stimulační prahy různorodé v závislosti na poloze elektrody a rozhraní selektivní, neselektivní a myokardiální stimulace.
- Impedance elektrod se standardně u síně a pravé komory pohybuje v rozmezí 300-800 Ω .



Obrázek 5.4: Externí kardiostimulátor a tester elektrod Biotronik Reliaty

5.1.5 Programátor kardiostimulátorů



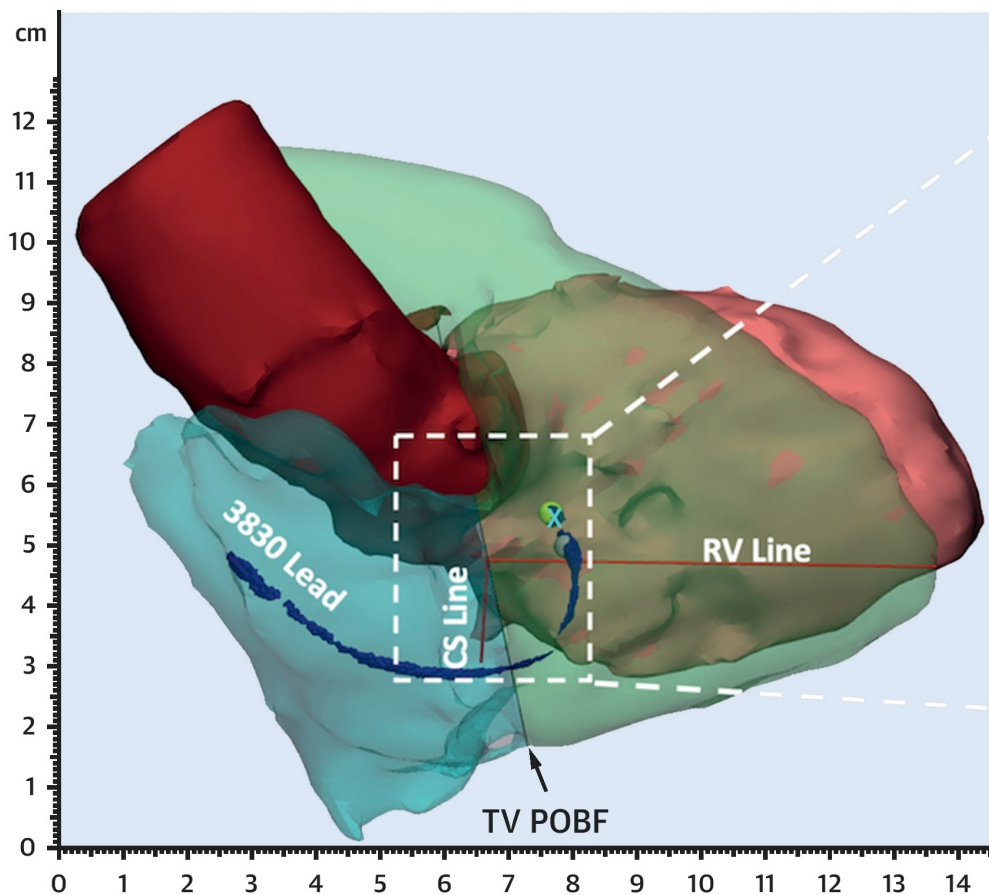
Obrázek 5.5: Carelink 2090: programátor implantabilních kardiostimulátorů značky Medtronic [20]

Medtronic Carelink 2090 je programátor kardiostimulátorů, kardioverterů a implantabilních záznamníků EKG. Slouží k nastavování stimulačních módů a veškerých dalších parametrů jako je stimulační výdej, AV delay (zpoždění), stimulační frekvence ad.. Všechny hodnoty se nastaví před připojením stimulátoru ke stimulačním elektrodám a vložením systému do těla pacienta. Zároveň je možné pomocí programátoru upravovat parametry i během pravidelných kontrol v ambulanci.

5.2 Postup při realizaci výkonu

5.2.1 Zajištění žilního přístupu a umístění elektrody

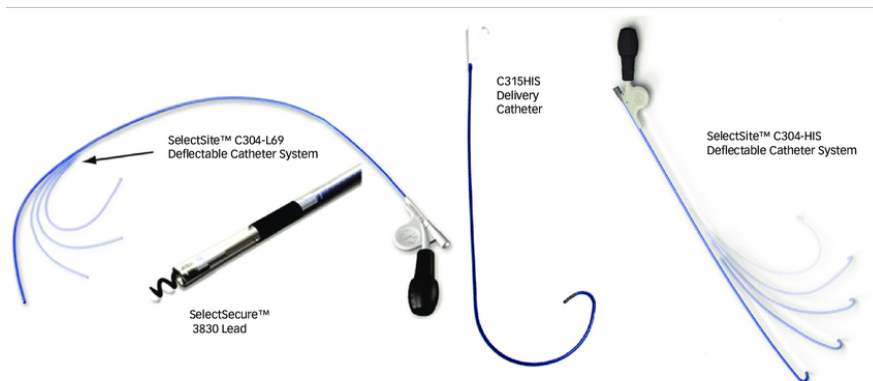
Prvním úkonem je provést lokální znecitlivění v okolí operační rány a získání přístupu do žilního řečiště v oblasti podklíčkové žíly. Po punkci žíly jsou zajištěny přímé vstupy pomocí sheathů a následně jsou do srdečních oddílů zaváděny elektrody.



Obrázek 5.6: Místo pro umístění elektrody při stimulaci Hisova svazku.

[16]

Základním požadavkem pro správné umístění stimulační elektrody je nalezení Hisova svazku pomocí speciálně tvarovaného sheathu C315HIS viz obrázek 5.7 a stimulační elektrody SelectSecure MRI Surescan 3830 viz obrázek 5.8. Sheath je speciálně tvarován tak, aby jej bylo možné umístit těsně za trikuspidální chlopeň v oblasti komorového septa, kde se nachází distální část Hisova svazku a počátek Tawarových ramének.



Obrázek 5.7: Speciálně tvarovaný sheath Medtronic C315HIS.
[21]

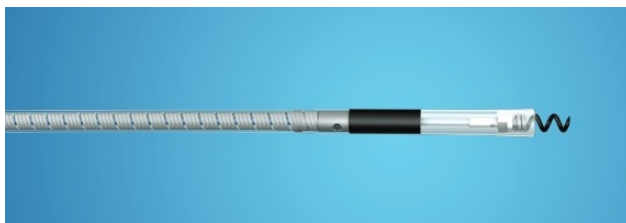
Zda se elektroda nachází v blízkosti Hisova svazku podává informaci Biotronic Reliety a Prucka Cardiolab, k nimž je zaváděná elektroda připojena. V případě, že se elektroda nachází na správném místě, je před komorovým signálem viditelný signál Hisova svazku.

Po zavrtání elektrody na zvolené místo je nutné otestovat, jakého druhu stimulace jsme schopni v daném místě dosáhnout. V případech, kdy podle EKG křivky nedosáhneme alespoň neselektivní stimulace, je hledáno jiné místo v okolní oblasti, kde budeme schopni dosáhnout lepšího výsledku.

U pacientů, kteří mají AV blokádu v oblasti AV uzlu či proximální části Hisova svazku je možné umístěním elektrody v distální části Hisova svazku zachovat původní štíhlý QRS komplex. Dle současných studií, by se mělo touto stimulací předejít dyssynchronii srdečních komor a snížení EF levé komory.

U pacientů, kteří mají AV blokádu v distální části Hisova svazku či blokádu levého nebo pravého Tawarova raménka je možné zavrtat elektrodu hlouběji do oblasti mezikomorového septa. V oblasti mezikomorového septa se nacházejí Tawarova raménka a v případě, že by se povedlo současně zastimulovat pravé i levé Tawarovo raménko došlo by k odstanění levého či pravého bloku. Při této stimulaci by opět mělo být možné dosáhnout štíhleho QRS komplexu. Tato metoda je poměrně náročná na dosažení a vyžaduje velkou zkušenost a zručnost operátora. V současné době se soustředíme spíše na pacienty s AV blokádou.

Pro Hisovské stimulace se v našem zařízení využívá bipolární elektroda od společnosti Medtronic SelectSecure MRI SureScan Model 3830. Tato elektroda se vůči standardně používaným elektrodám liší především svou tloušťkou 1.4 mm (4.1 Fr) což je o 0.6mm méně vůči standardní elektrodě. Dalším specifikem je pevně ukotvená vrutová část na hrotu elektrody, u standardních elektrod je vrut vysouvací. Z důvodu pevného umístění vrutu na hrotu elektrody je potřeba používat sheath, který dosahuje až do pravé srdeční komory, jinak by se elektroda zachýťávala o okolní tkáň a nebylo by možné s ní volně pohybovat.



Obrázek 5.8: Detail hrotové části elektrody Medtronic SelectSecure MRI SureScan Model 3830 [22]

5.2.2 Připojení kardiostimulátoru a jeho nastavení

Pro případy, kdy má pacient zdravé síně se používá dvoudutinový kardiostimulátor Vitatron Q70 DR. Pro případy, kdy má pacient permanentní fibrilaci síní a v budoucnu není plánován výkon pro obnovení SR je použit jednodutinový kardiostimulátor Vitatron Q20 SR.



Obrázek 5.9: Jednodutinový kardiostimulátor Vitatron Q20 SR



Obrázek 5.10: Dvoudutinový kardistimulátor Vitatron Q70 DR

V krajních případech by bylo možné použít kardistimulátory jiných výrobců, které mají konektory IS-1. V takovýchto případech ovšem pacient přichází o možnost podstoupit vyšetření MRI z důvodu chybějící certifikace celého systému.

Po zavedení elektrod a dokončení jejich fixace je možné připojit elektrody ke kardiosimulátoru v tuto chvíli opět ověříme pomocí stimulace z kardiosimulátoru jaké stimuly jsme schopni dosáhnout pomocí EKG. V danou chvíli můžeme porovnat i tvar VKG křivek, které jsou pomocí vytvořeného softwaru vypočítávány a sestavovány z 12-ti svodového EKG. Cílem je dosáhnout pokud možno křivky, která by byla totožná či velmi podobná nativnímu nativní křivce. V našem případě je možné šířku komplexu ovlivnit stimulačním výdejem a místem, kde je elektroda umístěna.

Základní nastavované parametry:

- Stimulační mód
- Základní stimulační frekvence
- AV zpoždění
- Stimulační výdej
- Stimulační práh, impedance a senzitivita na elektrodách.

Zároveň je zapotřebí do paměti přístroje vložit informace o pacientovi, stimulačních elektrodách a důvod pro implanaci systému.

Kapitola 6

Software pro analýzu Hisovské stimulace

Z výše uvedené rešerše vyplývá, že Hisovská stimulace v případech, kdy pacient trpí AV bloádou v oblasti AV uzlu nebo proximální části Hisova svazku dokáže zachovat nativní QRS komplex. Žádný z článků se ovšem do dnešní doby nezaobíral, zda by nebylo možné hodnotit stimulace pomocí VKG křivek.

Pro tvorbu softwaru byl zvolen program MATLAB z důvodu velkého množství implementovaných funkcí pro zpracování signálů a možnosti vytvoření vlastního uživatelského rozhraní výsledného softwaru.

6.1 Úvod do problematiky

Na elektrofyzilogických sálech v nemocnici AGEL Třinec Podlesí a.s. se v říjnu 2020 poprvé začala aplikovat metoda Hisovské (fyziologické) stimulace. V současné době probíhá hodnocení druhu dosažené stimulace pomocí křivek 12-ti svodového EKG, následně vznikla úvaha, zda by nebylo možné hodnotit druhy stimulace pomocí VKG křivek. Vzhledem k tomu, že nemáme k dispozici certifikovaný přístroj pro měření VKG, zvolil jsem metodu transformace 12-ti svodového EKG na VKG. V současné době existují 4 způsoby transformace EKG na VKG a to Dowerova inverzní metoda, Korsova regresní metoda, Korsova kvazi ortogonální metoda a metoda nejmenších čtverců pro QRS komplex. Pro transformaci z EKG na VKG jsem se rozhodl použít metodu nejmenších čtverců z důvodu, že se jedná o regresní metodu a zároveň ve studiích vykazovala lepší výsledky než Dowerova inverzní metoda.

Následně bylo potřeba najít způsob, podle kterého bude možné VKG signály porovnávat a hodnotit. Vzhledem k tomu, že u Hisovské stimulace se snažíme dosáhnout stejného tvaru QRS komplexu, zvolil jsem 3 metody porovnání VKG křivek a to korelační koeficient, kosinovu podobnost a střední kvadratickou chybu (MSE).

Důležitou součástí hodnocení je rovněž i vizuální porovnání, jelikož záleží i na vzájemných posunech signálů v jednotlivých osách. Ty mohou mít velký význam pro konečné hodnocení. Z tohoto

důvodu je potřeba implementovat do softwaru i grafickou část pro porovnání signálů jednotlivých os a výsledné VKG prvky pro porovnání v jednotlivých rovinách.

6.1.1 Korelační koeficient

Korelační koeficient udává vzájemný vztah porovnávaných signálů. Udává zda jsou porovnávané signály na sobě závislé. Hodnoty blíží se 0 značí vzájemnou nezávislost porovnávaných signálů. Hodnoty blíží se 1 značí vzájemnou závislost signálů a hodnota -1 značí nelineární závislost signálů. V našem případě se snažíme dosáhnout hodnotě blíží se 1, což značí, že stimulovaný QRS komplex je velice podobný nativnímu komplexu.

$$R = \frac{\sum(VKG_{nativi} - \overline{VKG_{nativ}}) \cdot (VKG_{stim} - \overline{VKG_{stim}})}{\sqrt{\sum(VKG_{nativi} - \overline{VKG_{nativ}})^2} \cdot \sqrt{\sum(VKG_{stim} - \overline{VKG_{stim}})^2}} \quad (6.1)$$

6.1.2 MSE(Mean Squared Error) - Střední kvadratická chyba

Střední kvadratická chyba dokáže určit podobnost nebo odlišnost vybraných signálů. Činí tak pomocí střední hodnoty druhých mocnin rozdílů mezi nativním a stimulovaným komplexem. V případě že jsou vybrané signály totožné, výsledná hodnota by měla být 0 a v případě rozdílných signálů by hodnota měla směřovat k 1. V našem případě se snažíme dosáhnout co největší podobnosti čili hodnotě blízké 0.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum (VKG_{nativ} - VKG_{stim})^2 \quad (6.2)$$

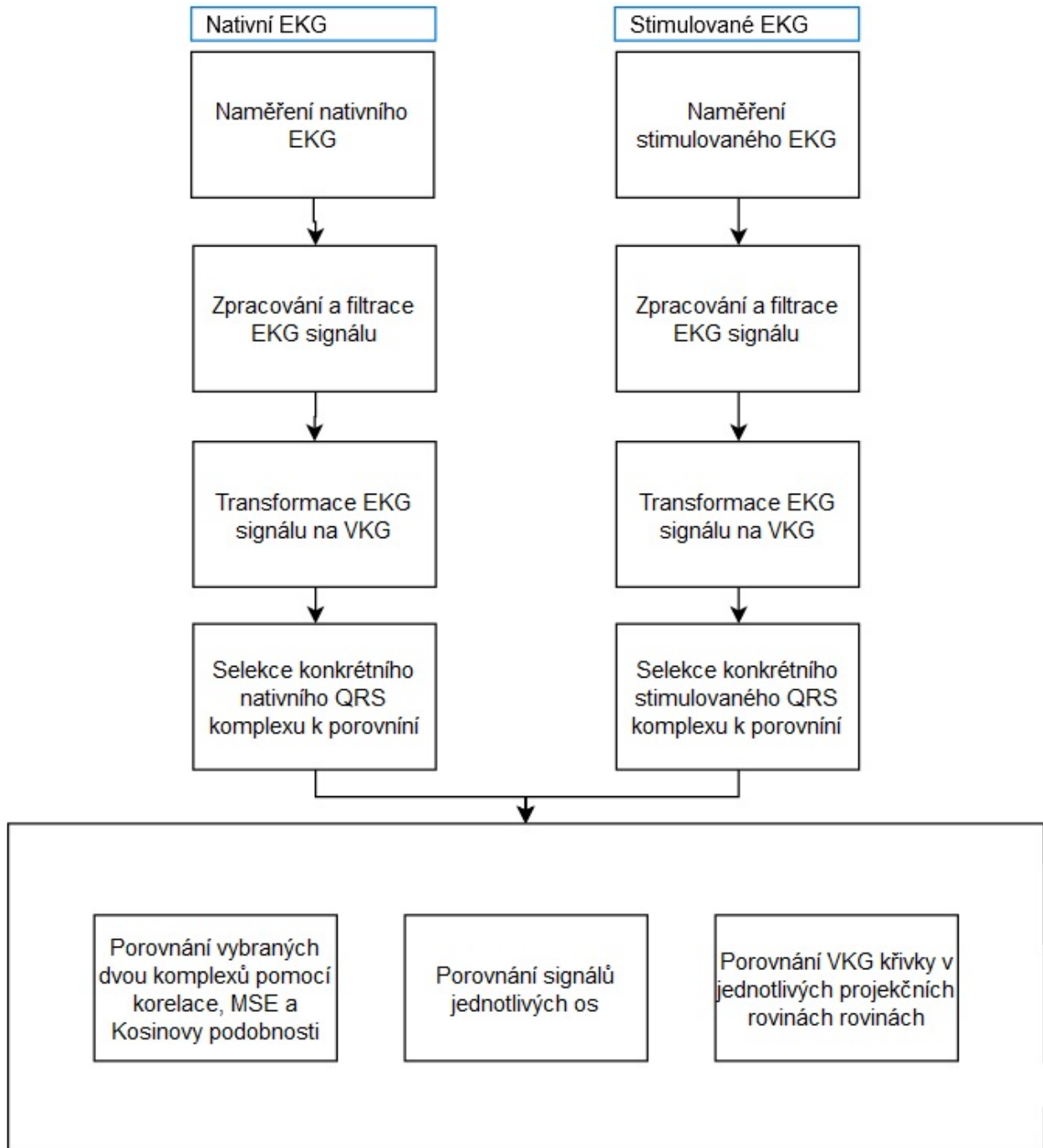
6.1.3 Kosinova podobnost

Kosinova podobnost je dána mírou podobnosti porovnávaných vektorů a je získávána výpočtem kosinu úhlu porovnávaných vektorů. Pro $\cos 0^\circ$ je hodnota 1, pro jiné úhly směřuje výsledná hodnota k -1. V našem případě je žádoucí, dosahovat hodnot blíží se 1, tedy co největší podobnosti.

$$podobnost = \frac{\sum(VKG_{nativ} \cdot VKG_{stim})}{\sqrt{\sum VKG_{nativ}^2} \cdot \sqrt{\sum VKG_{stim}^2}} \quad (6.3)$$

6.2 Návrh a realizace softwaru

V úvodní fázi jsem sestrojil blokové schéma podle kterého probíhal následný vývoj softwaru.



Obrázek 6.1: Blokové schéma pro návrh softwaru pro porovnání nativní a stimulované VKG křivky

Z blokého diagramu vyplývá, že v první fázi bylo potřeba naměřit a zpracovat samotné signály 12-ti svodového EKG. Data jsou získávány z externího zařízení „Prucka Cardiolab“ se vzorkovací frekvencí 977 bodů/sekundu s hodnotami napětí v mV. Vybraná data jsou z tohoto systému exportována ve formátu .txt. Je tedy potřeba, aby systém dokázal tato data zpracovat. K tomuto slouží zdrojový kód:

```
methods(Static)
function obj = FromFile(filename)

raw = importdata(filename);

obj = EKGdata();
obj.I = raw(:, 1);
obj.II = raw(:, 2);
obj.III = raw(:, 3);
obj.aVR = raw(:, 4);
obj.aVL = raw(:, 5);
obj.aVF = raw(:, 6);
obj.V1 = raw(:, 7);
obj.V2 = raw(:, 8);
obj.V3 = raw(:, 9);
obj.V4 = raw(:, 10);
obj.V5 = raw(:, 11);
obj.V6 = raw(:, 12);
end
end
```

Listing 6.1: Část zdrojového kódu pro načtení naměřených dat

Získané signály obsahují i nadbytečné frekvence, které nám způsobují rušení a šum. Pro zpřesnění měření je vhodné se těchto rušivých elementů zbavit. Z tohoto důvodu jsou signály upraveny pomocí filtru typu pásmová propust. Konkrétně se jedná o pásmovou propust v rozmezí 2–40Hz s charakteristikou Chebyshev II. typu.

```
function filteredData = RemoveNoise(ekgData)
Fs = 1000; % Sampling Frequency (Hz)
Fn = Fs/2; % Nyquist Frequency (Hz)
Wp = [2 40]/Fn; % Passband Frequency (Normalised)
Ws = [1 41]/Fn; % Stopband Frequency (Normalised)
Rp = 1; % Passband Ripple (dB)
```

```

Rs = 20; % Stopband Ripple (dB)
[n,Ws] = cheb2ord(Wp,Ws,Rp,Rs); % Filter Order
[z,p,k] = cheby2(n,Rs,Ws); % Filter Design
[sosbp,gbp] = zp2sos(z,p,k); % Convert To Second-Order-Section For
    Stability
ekgData.I = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.I);
ekgData.II = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.II);
ekgData.III = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.III);
ekgData.aVR = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.aVR);
ekgData.aVL = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.aVL);
ekgData.aVF = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.aVF);
ekgData.V1 = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.V1);
ekgData.V2 = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.V2);
ekgData.V3 = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.V3);
ekgData.V4 = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.V4);
ekgData.V5 = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.V5);
ekgData.V6 = filtfilt(sosbp, gbp, ekgData.V6);
filteredData = ekgData;
end

```

Listing 6.2: Filtr typu pásmová propust pro odstranění nežádoucích frekvencí

Vyfiltrované EKG signály je následně potřeba transformovat na VKG signály. V našem případě byla použita transformace pomocí metody nejmenších čtverců z důvodu popsaném v kapitole výše. V softwaru jsou zaimplementovány i zbylé převodní metody pro případ dalšího zkoumání.

```

function [x, y, z] = MNC(ekgData)

EKG=[ekgData.V1 ekgData.V2 ekgData.V3 ekgData.V4 ekgData.V5 ekgData.V6 ekgData.
    I ekgData.II];

MNC = [-0.147 -0.058 0.037 0.139 0.232 0.226 0.199 -0.018;
        0.023 -0.085 -0.003 0.033 0.060 0.104 -0.146 0.503;
        -0.184 -0.163 -0.190 -0.119 -0.023 0.043 0.085 -0.130];

VCG= MNC*EKG';

x = VCG(1,:);
y = VCG(2,:);

```

```

z = VCG(3,:);
end

```

Listing 6.3: Algoritmus pro převod EKG signálů na VKG pomocí metody nejmenších čtverců

Z důvodu, že vstupní záznamy jsou složeny z více QRS komplexů a mohou být libovolně dlouhé je potřeba vyselektovat konkrétní QRS komplex jak nativního, tak stimulovaného komplexu. Pro lepší přehlednost při výběru konkrétního komplexu, bylo přidáno pop-up okno. V tomto okně je možné vidět signály pro všechny tři osy, zvolit si velikost okna časové základny, posouvat se toto okno po celé délce záznamu. Důležitou funkcí je umístění kurzoru na začátek QRS komplexu, lze tak učinit pomocí posuvného jezdce, nebo zadáním konkrétní hodnoty do textového okna. Stejný postup platí i pro druhý kurzor, který označí konec QRS komplexu.

```

set(handles.slider1, 'min', 0);
set(handles.slider1, 'max', length(limitSelectionData.EkgData.I));
set(handles.slider1, 'value', length(limitSelectionData.EkgData.I));
set(handles.edit1, 'String', length(limitSelectionData.EkgData.I));

set(handles.slider2, 'min', 0);
set(handles.slider2, 'max', length(limitSelectionData.EkgData.I));
set(handles.slider2, 'value', 0);
set(handles.edit2, 'String', 0);

set(handles.slider3, 'min', 0);
set(handles.slider3, 'max', length(limitSelectionData.EkgData.I));
if isempty(limitSelectionData.AreaX)
set(handles.slider3, 'value', 0);
set(handles.edit3, 'String', 0);
else
set(handles.slider3, 'value', limitSelectionData.AreaX);
set(handles.edit3, 'String', limitSelectionData.AreaX);
end

set(handles.slider4, 'min', 0);
set(handles.slider4, 'max', length(limitSelectionData.EkgData.I));
if isempty(limitSelectionData.AreaX)
set(handles.slider4, 'value', 0);
set(handles.edit4, 'String', 0);
else
set(handles.slider4, 'value', limitSelectionData.AreaWidth);

```

```
set(handles.edit4, 'String', limitSelectionData.AreaWidth);  
end
```

Listing 6.4: Definování posuvných sliderů pro selekci konkrétních QRS komplexů

Ve chvíli kdy jsou vybrány jak nativní, tak stimulovaný QRS komplex, systém provede porovnání signálů na základě korelačního koeficientu, MSE a Kosinovy podobnosti. Pro stanovení korelačního koeficientu byla využita funkce „corrcoef“, pro střední kvadratickou chybu funkce funkce „mse“ a pro Kosinovu podobnost byl použit výpočet:

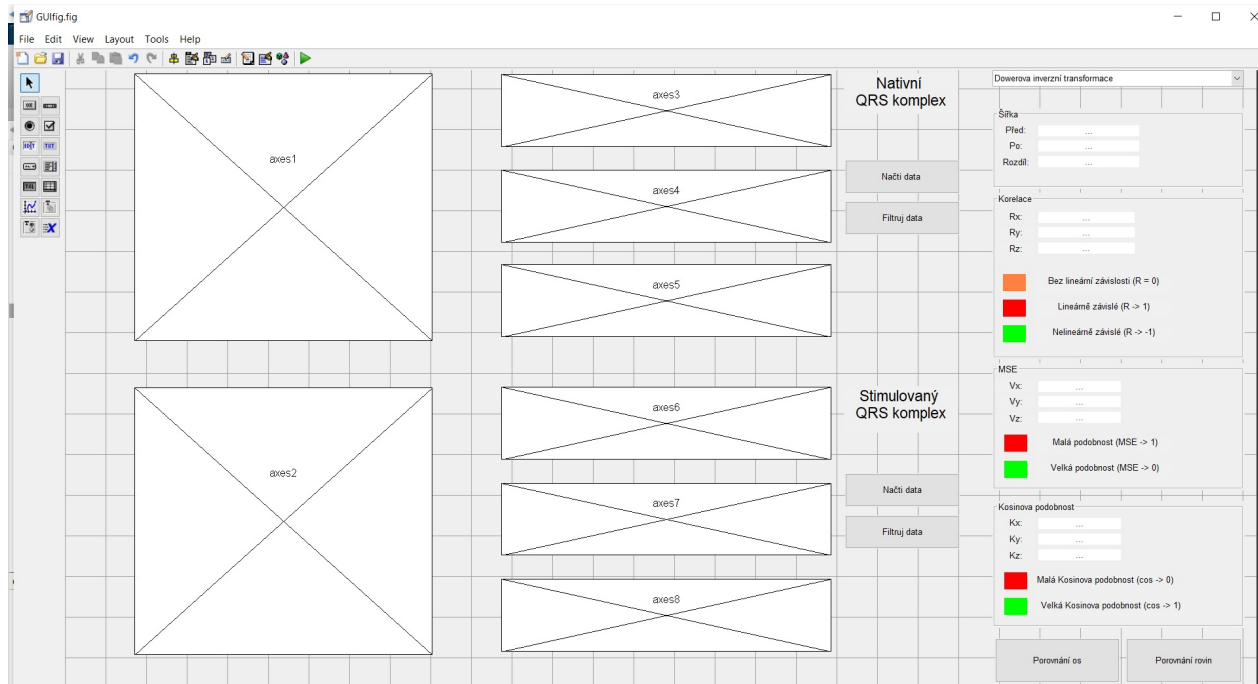
```
rx = corrcoef(topX,bottomX);  
ry = corrcoef(topY,bottomY);  
rz = corrcoef(topZ,bottomZ);  
  
errVX = mse(topX,bottomX);  
errVY = mse(topY,bottomY);  
errVZ = mse(topZ,bottomZ);  
  
xy1 = dot(topX,bottomX);  
nx1 = norm(topX);  
ny1 = norm(bottomX);  
nxny1 = nx1*ny1;  
Csxvalue = xy1/nxny1;  
  
xy2 = dot(topY,bottomY);  
nx2 = norm(topY);  
ny2 = norm(bottomY);  
nxny2 = nx2*ny2;  
Csyvalue = xy2/nxny2;  
  
xy3 = dot(topZ,bottomZ);  
nx3 = norm(topZ);  
ny3 = norm(bottomZ);  
nxny3 = nx3*ny3;  
Cszvalue = xy3/nxny3;
```

Listing 6.5: Aplikace porovnávacích metod na zvolené QRS komplexy

Tato část slouží k matematickému porovnání, ovšem pro lepší představu o porovnávaných VKG křivkách poslouží grafické porovnání. K tomu slouží 3D graf v hlavním okně, pro podrobnější zkoumání byly přidány dva pop-up okna. Jedno slouží k porovnání signálů jednotlivých os a druhé pro zobrazení VKG křivek ve třech projekčních rovinách.

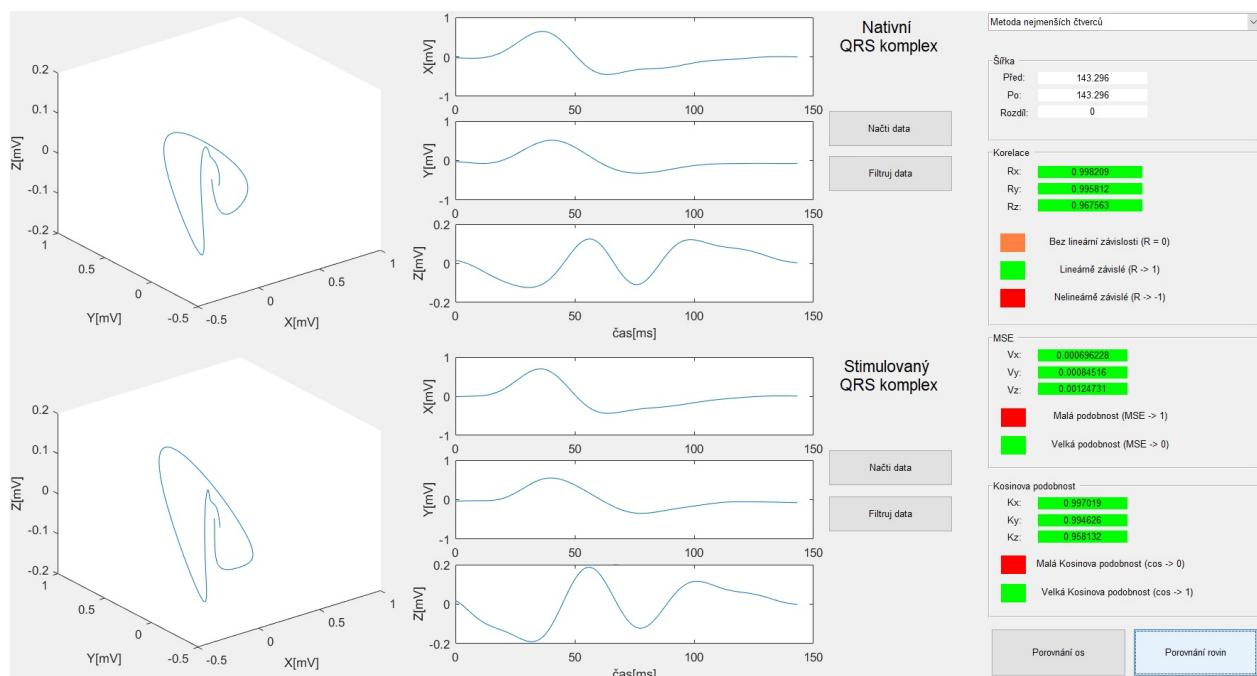
6.3 GUI

Jak již bylo zmíněno i návrh uživatelského rozhraní probíhal v programu MATLAB. Program umožňuje vytvářet vlastní uživatelské rozhraní v grafickém prostředí, které se následně umožňuje propojení s dříve vytvořenými funkcemi.



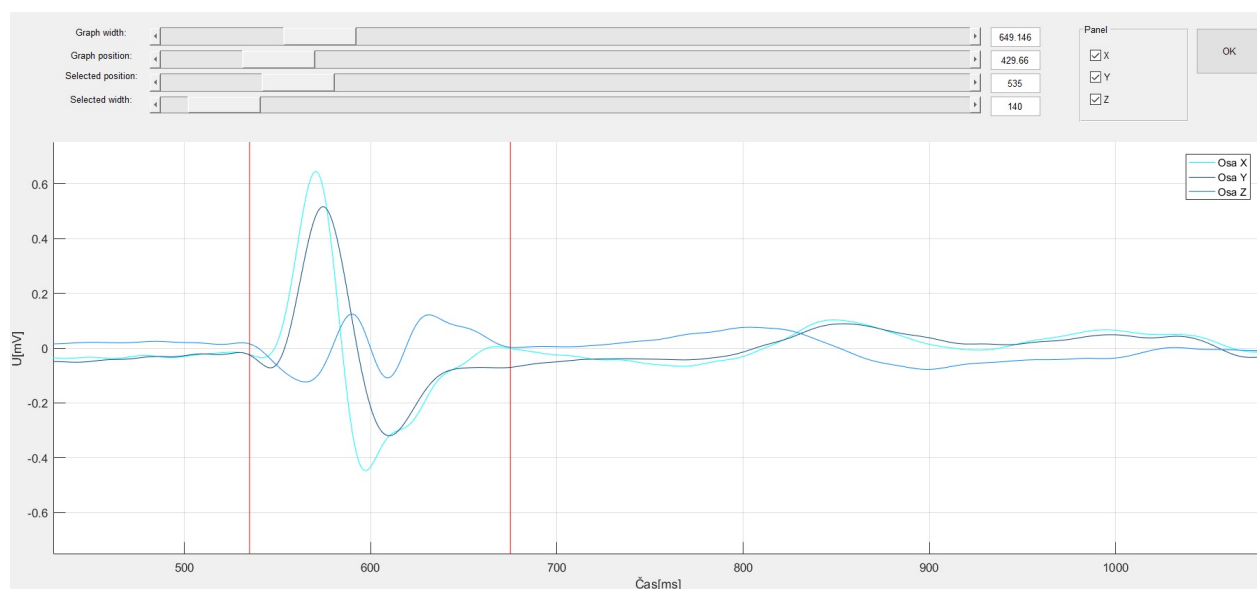
Obrázek 6.2: Grafické prostředí Matlabu pro tvorbu GUI

Podle popisu v předchozí kapitole bylo vytvořeno hlavní okno programu viz obr.6.3, které obsahuje základní funkce pro načtení EKG záznamů jak nativního tak stimulovaného. Po načtení se vykreslí VKG křivky z celého záznamu, což je pro matematické porovnání nevhodné, jelikož délky záznamů nejsou vždy stejné. Z tohoto důvodu je potřeba vyselektovat konkrétní QRS komplexy, které systém následně porovná na základě tří matematických metod.



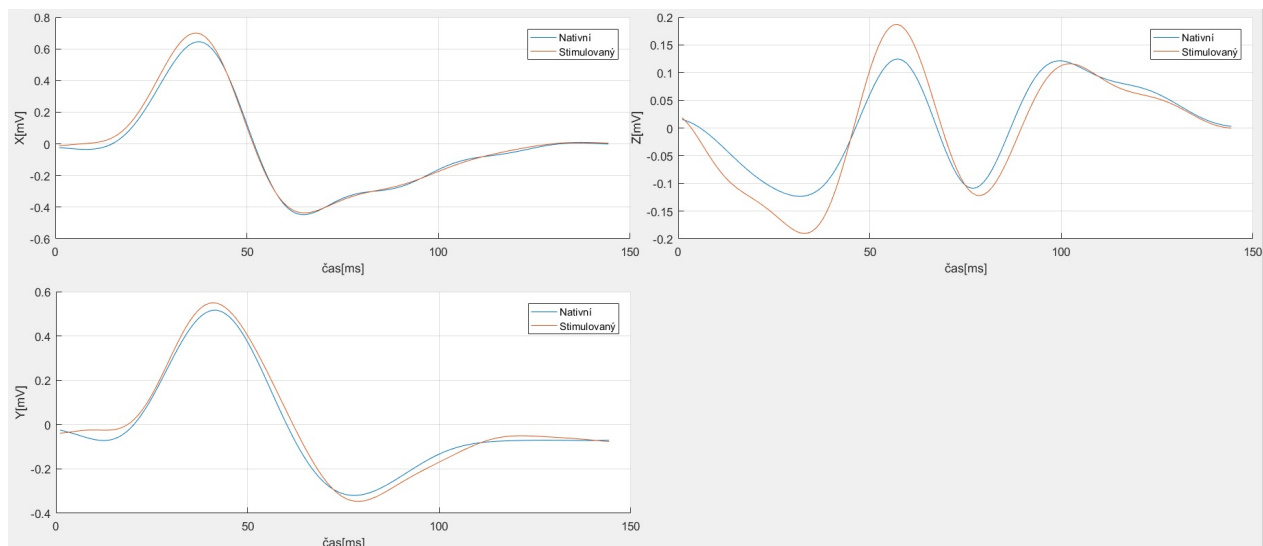
Obrázek 6.3: Hlavní pracovní okno programu pro porovnání VKG průběhů.

Pro lepší orientaci bylo vytvořeno samostatné okno pro selekci QRS komplexu, které umožňuje lepší orientaci ve VKG signálech jednotlivých os díky velkoplošnému grafu viz obr.6.4. Možnost nastavit si délku časové základny je lepší pro přesnější selekci QRS komplexu.

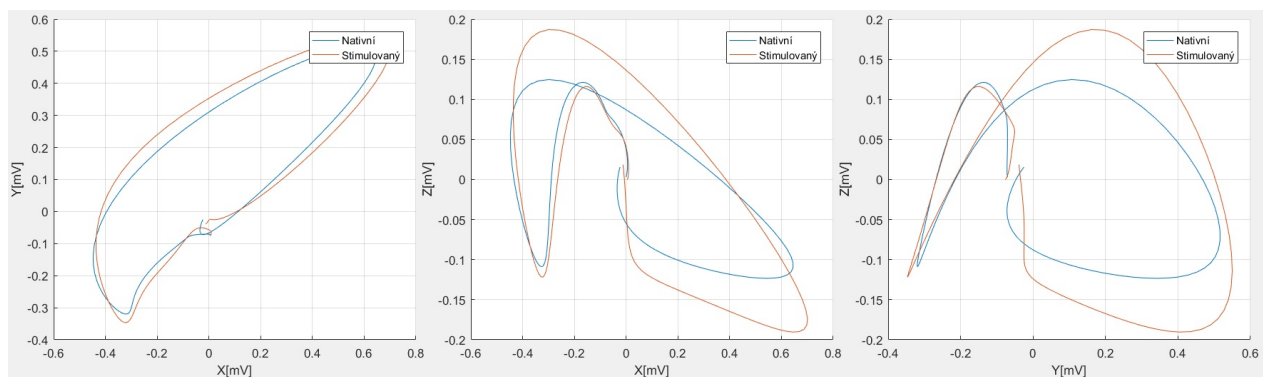


Obrázek 6.4: Okno pro selekci QRS komplexu.

Pro lepší vzájemné porovnání signálů v jednotlivých osách slouží okno viz obr.6.5. A pro porovnání VKG křivek v jednotlivých rovinách další okno viz obr.6.6.



Obrázek 6.5: Okno pro porovnání signálů jednotlivých os.



Obrázek 6.6: Okno pro porovnání VKG křivek v jednotlivých rovinách.

6.4 Testování softwaru

Vzhledem k tomu, že se jedná o novou metodu stimulace, nebyla k dispozici data, na kterých by se program mohl předem otestovat. Testování a lazení nedostatků probíhalo na datech prvních pacientů. V úvodní fázi bylo potřeba vhodně nastavit filtr pro filtrování vstupních EKG signálů. Po otestování prvních dat jsem stanovil propustné pásmo na 2–40 Hz právě v tomto rozmezí by se měla nacházet zásadní část frekvenčního spektra QRS signálu.

Dalším problémem během testování byly chybějící legendy vykreslovaných VKG křivek, které byly rovněž doplněny. Jako problematické se jevilo i hlavní okno uživatelského rozhraní, které bylo značně přeplněné a tím pádem byly malé i grafické okna ve nichž se vykreslovaly výsledné grafy. Právě z tohoto důvodu byly přidány pop-up okna, kde je více místa a grafy jsou více přehledné.

Poslední věcí, která proběhla až po zpracování dat všech pacientů, bylo nastavení prahových hodnot pro všechny tři porovnávací metody. Software je nyní schopen zeleně označit hodnoty, které jsou na základě zpracovaných dat vyhovující a červeně označí hodnoty, které jsou nevyhovující.

Kapitola 7

Získání, zpracování a vyhodnocení dat

Veškerá potřebná data jsem získával průběžně během implantací kardiostimulátorů na elektro-fyziologických sálech nemocnice AGEL Trinec Podlesí a.s., kde pracuji jako biomedicínský technik. Nashromážděná data jsem následně zpracovával pomocí navrženého softwaru a v konečné fázi jsem data vyhodnotil.

Po porovnání jednotlivých signálů vytvořeným softwarem, byla z dat vytvořena tabulka, která bude sloužit k vlastní analýze. Výsledná tabulka zobrazuje všechny pacienty a data, která bylo možné získat. Pomocí barevných indikátorů, byla data rozčleněna a samotné způsoby rozčlenění budou popsány níže.

Pacient	Selektivní stimulace								
	Korelace			MSE			Kosinova podobnost		
	Osa X	Osa Y	Osa Z	Osa X	Osa Y	Osa Z	Osa X	Osa Y	Osa Z
Pacient 1	0,8434	0,8991	0,7567	0,0112	0,006	0,0097	0,8269	0,8844	0,7509
Pacient 2									
Pacient 3	0,9819	0,9774	0,9917	0,0026	0,0045	0,0094	0,9816	0,9776	0,9919
Pacient 4	0,9977	0,9958	0,9784	0,0006	0,0007	0,001	0,9968	0,9949	0,971
Pacient 5									
Pacient 6									
Pacient 7									
Pacient 8									
Pacient 9									

Obrázek 7.1: Tabulka s hodnotami korelace, MSE a Kosinovy podobnosti pro pacienty u kterých bylo dosaženo selektivní stimulace

Pacient	Neselektivní stimulace								
	Korelace			MSE			Kosinova podobnost		
	Osa X	Osa Y	Osa Z	Osa X	Osa Y	Osa Z	Osa X	Osa Y	Osa Z
Pacient 1	0,9122	0,707	0,8064	0,0401	0,0074	0,0102	0,8876	0,7067	0,8032
Pacient 2	0,8054	0,931	0,717	0,0234	0,0046	0,0069	0,7931	0,9197	0,7181
Pacient 3	0,9147	0,8898	0,9828	0,0216	0,0119	0,0078	0,8934	0,8842	0,9704
Pacient 4	0,9138	0,9288	0,5348	0,0411	0,0189	0,0071	0,886	0,9191	0,5293
Pacient 5									
Pacient 6	0,9033	0,9245	0,9132	0,0165	0,0016	0,0097	0,9061	0,9187	0,9085
Pacient 7	0,9412	0,9514	0,6923	0,0233	0,0305	0,0017	0,9183	0,9312	0,6452
Pacient 8	0,8853	0,9169	-0,6725	0,1107	0,0284	0,1152	0,8098	0,9234	-0,7084
Pacient 9	0,602	0,9166	0,8096	0,0167	0,002	0,0036	0,5525	0,8623	0,8334

Obrázek 7.2: Tabulka s hodnotami korelace, MSE a Kosinovy podobnosti pro pacienty u kterých bylo dosaženo neselektivní stimulace

Pacient	Myokardiální stimulace								
	Korelace			MSE			Kosinova podobnost		
	Osa X	Osa Y	Osa Z	Osa X	Osa Y	Osa Z	Osa X	Osa Y	Osa Z
Pacient 1	-0,0794	-0,5896	0,6742	0,1699	0,0715	0,01	-0,1013	-0,5896	0,6721
Pacient 2	0,672	0,7313	0,7128	0,0611	0,0157	0,0105	0,6532	0,727	0,7142
Pacient 3									
Pacient 4	0,701	0,7259	-0,4196	0,0849	0,069	0,0694	0,6571	0,7178	-0,4207
Pacient 5	0,2826	-0,0611	0,3087	0,1663	0,112	0,0731	0,0888	-0,0894	-0,1023
Pacient 6	0,7125	0,7453	0,7245	0,098	0,0208	0,026	0,7016	0,6897	0,7111
Pacient 7	0,7215	0,7065	-0,8204	0,1835	0,1318	0,029	0,6794	0,7329	-0,8091
Pacient 8	0,5822	0,6989	-0,5943	0,1329	0,0302	0,1645	0,5569	0,5248	-0,6665
Pacient 9									

Obrázek 7.3: Tabulka s hodnotami korelace, MSE a Kosinovy podobnosti pro pacienty u kterých bylo dosaženo myokardiální stimulace

Po naměření dat všech pacientů byly stanoveny prahové hodnoty na základě porovnání dat pomocí boxplotů. Ty odhalily poměrně výrazné rozdíly mezi selektivní a myokardiální stimulací u všech tří porovnávacích metod. Práh byl následně stanoven průměrem rozdílu mezi dolním kvantilem selektivní stimulace a horním kvantilem myokardiální stimulace. U neselektivní stimulace je viditelné značné překrývání s hodnotami selektivní i myokardiální stimulace. Právě z tohoto důvodu byl stanoven práh pouze mezi selektivní a myokardiální stimulací. O neselektivní stimulaci může dále rozhodnout porovnání na základě VKG křivky. Konkrétně je u neselektivní stimulace viditelná delta vlna na začátku QRS komplexu a dalším ukazatelem je šířka QRS komplexu.

	Velká podobnost	Malá podobnost
Korelační koeficient osa X	1 – 0,7779	0,7779 – -1
Korelační koeficient osa Y	1 – 0,8102	0,8102 – -1
Korelační koeficient osa Z	1 – 0,7347	0,7347 – -1
MSE osa X	0 – 0,048	0,048 – 1
MSE osa Y	0 – 0,0134	0,0134 – 1
MSE osa Z	0 – 0,01	0,01 – 1
Kosinova podobnost osa X	1 – 0,7531	0,7531 – -1
Kosinova podobnost osa Y	1 – 0,8057	0,8057 – -1
Kosinova podobnost osa Z	1 – 0,731	0,731 – -1

Obrázek 7.4: Tabulka stanovených prahových hodnot mezi selektivní a myokardiální stimulací.

Pacient	Rozdíl šířky VKG		
	Selektivní	Neselektivní	Myokardiální
Pacient 1	0	10	50
Pacient 2		20	40
Pacient 3	0	20	
Pacient 4	0	25	55
Pacient 5			35
Pacient 6		10	30
Pacient 7		5	40
Pacient 8		7	40
Pacient 9		10	

Obrázek 7.5: Tabulka porovnání šířky QRS komplexu

Vzhledem k tomu, že je v zájmu Hisovské stimulace zachovat původní šířku QRS komplexu, byly po konzultaci s lékaři rozdíly šířky komplexu rozčleněny do 3 skupin:

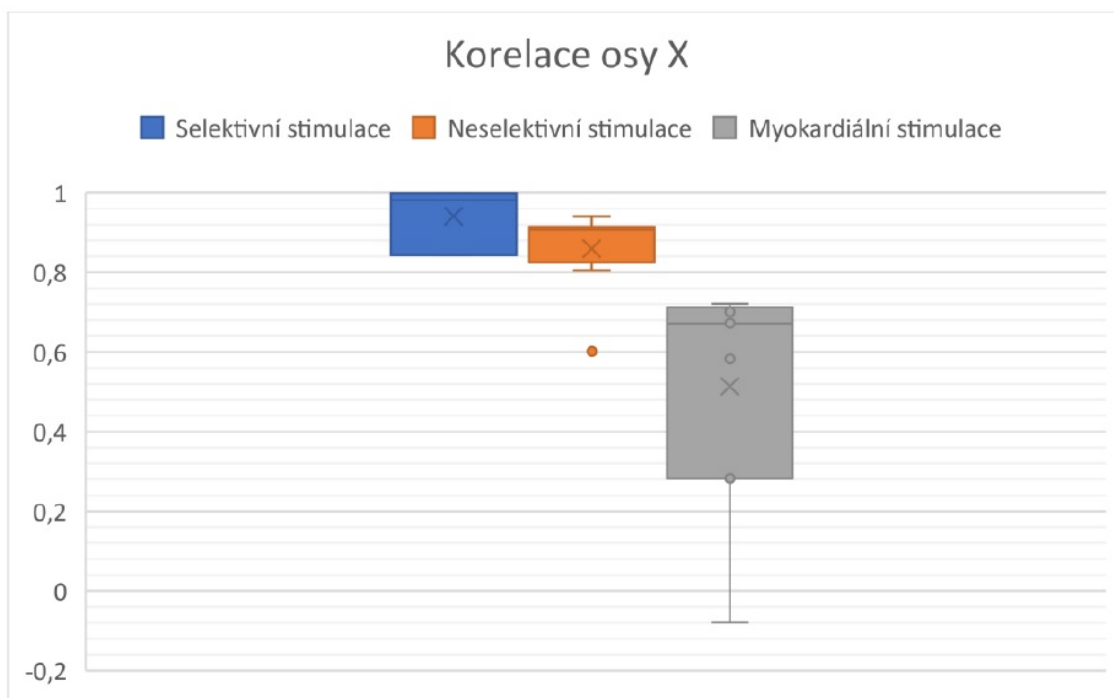
- 0 – 10ms zachovaná šířka
- 11 – 30ms uspokojivá šířka
- 31ms a více neuspokojivá šířka

	dobrá
	uspokojivá
	neuspokojivá

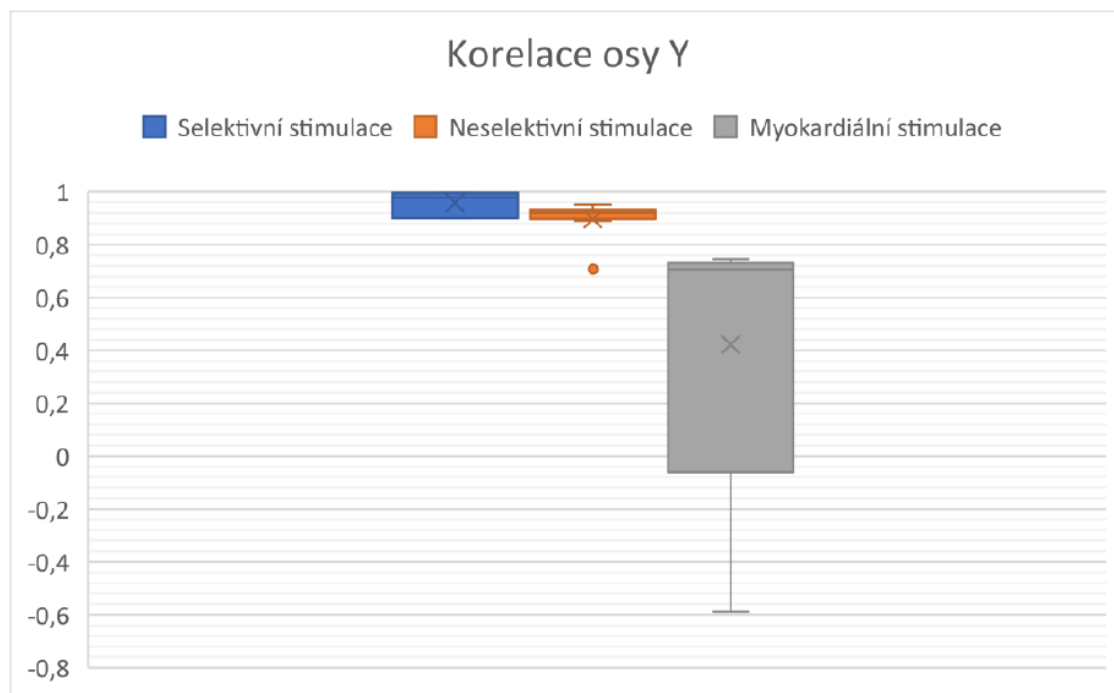
Obrázek 7.6: Značení porovnání rozdílu šířky QRS komplexu

7.1 Grafické znázornění výsledků

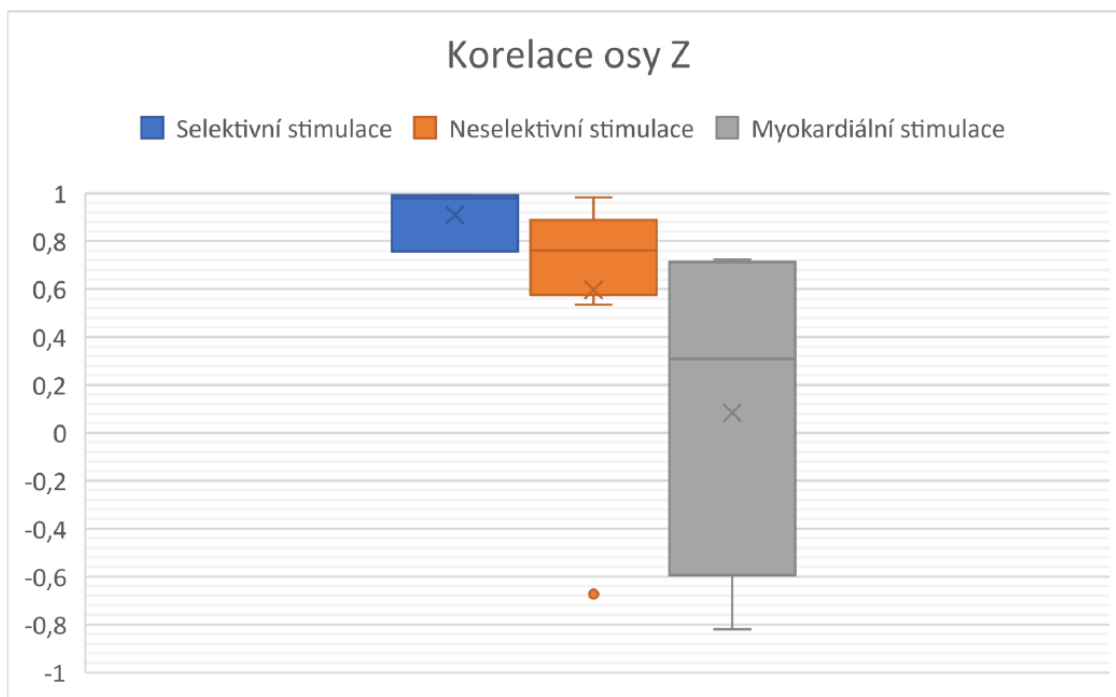
Výše uvedené tabulky uvádějí dosažené hodnoty, ovšem pro lepší pochopení a srozumitelnost je potřeba zobrazit data v různých závislostech a poměrech. K základním statistickým účelům dobře poslouží grafy typu boxplot. Z těchto grafů je možné vyčíst většinu parametrů, jako jsou minimální, maximální a průměrná hodnota zvolené datové oblasti. Dale je schopen zobrazit horní a dolní kvartil, medián či odlehle hodnoty. Pomocí těchto informací je možné si vytvořit obrázek o rozdělení jednotlivých dat.



Obrázek 7.7: Boxplot korelace osy X



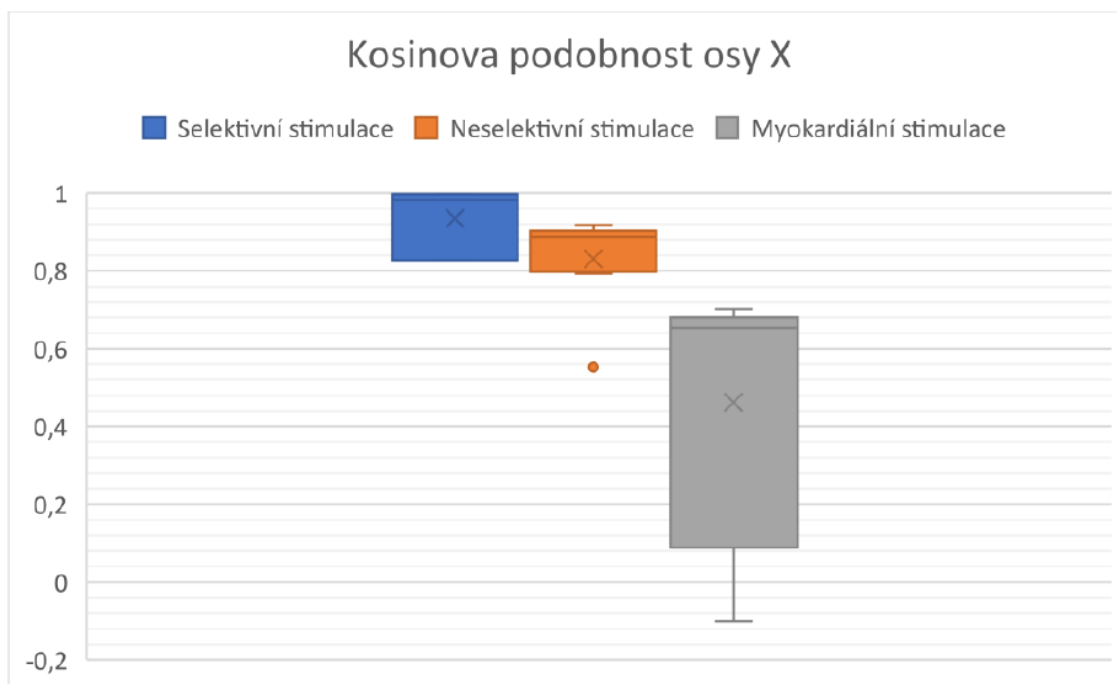
Obrázek 7.8: Boxplot korelace osy Y



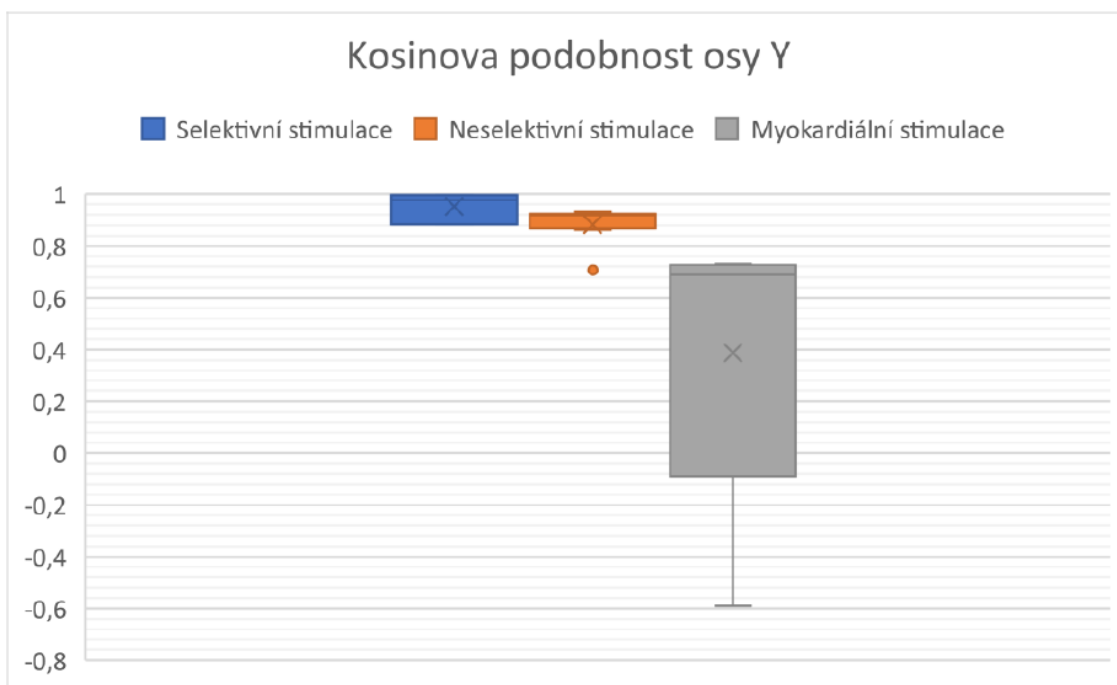
Obrázek 7.9: Boxplot korelace osy Z

Z výsledných dat je patrné, že čím více se hodnota korelace blíží k 1, tím větší je lineární závislost porovnávaných VKG křivek a podobnost mezi nativním a stimulovaným QRS komplexem.

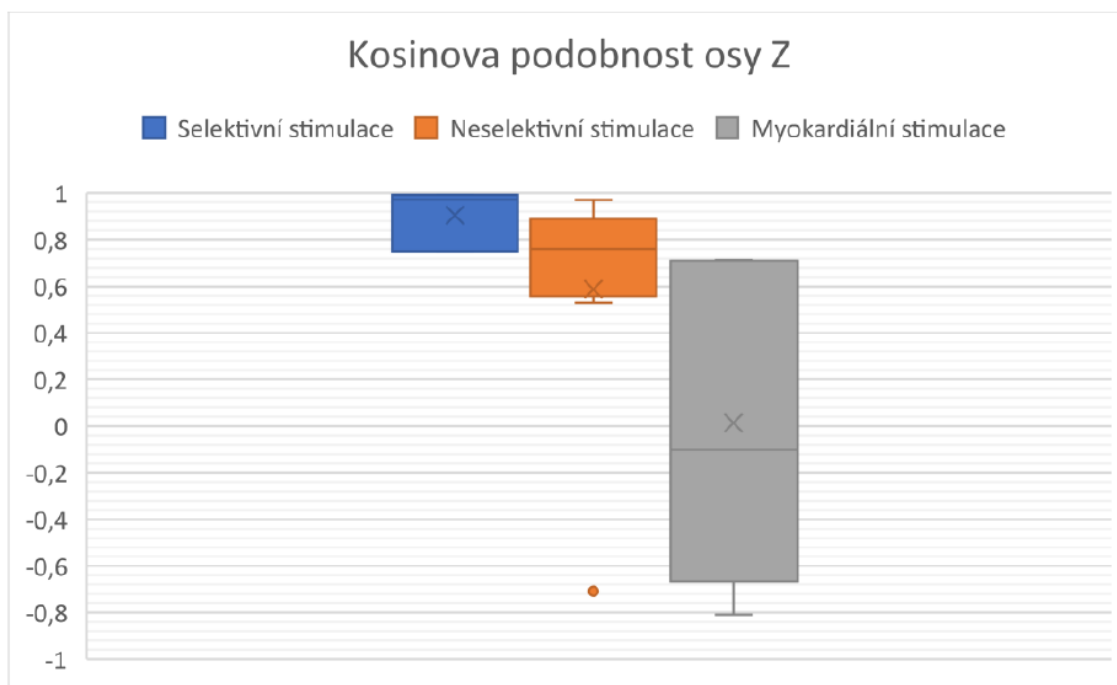
U myokardiální stimulace nebyla v ani jednom případě hodnota vyšší než 0,75. Z tohoto lze usuzovat, že pokud dosáhneme hodnoty korelace větší než je stanovený práh je velká pravděpodobnost, že jsme dosáhli minimálně neselektivní stimulace. V našem případě lze považovat neselektivní stimulaci za uspokojivý výsledek. Rozlišení selektivní a neselektivní stimulace, pouze na základě korelace není možné, jelikož zde není jasně patrná hranice oddělující tyto dva druhy stimulace.



Obrázek 7.10: Boxplot Kosinovy podobnosti pro osy X

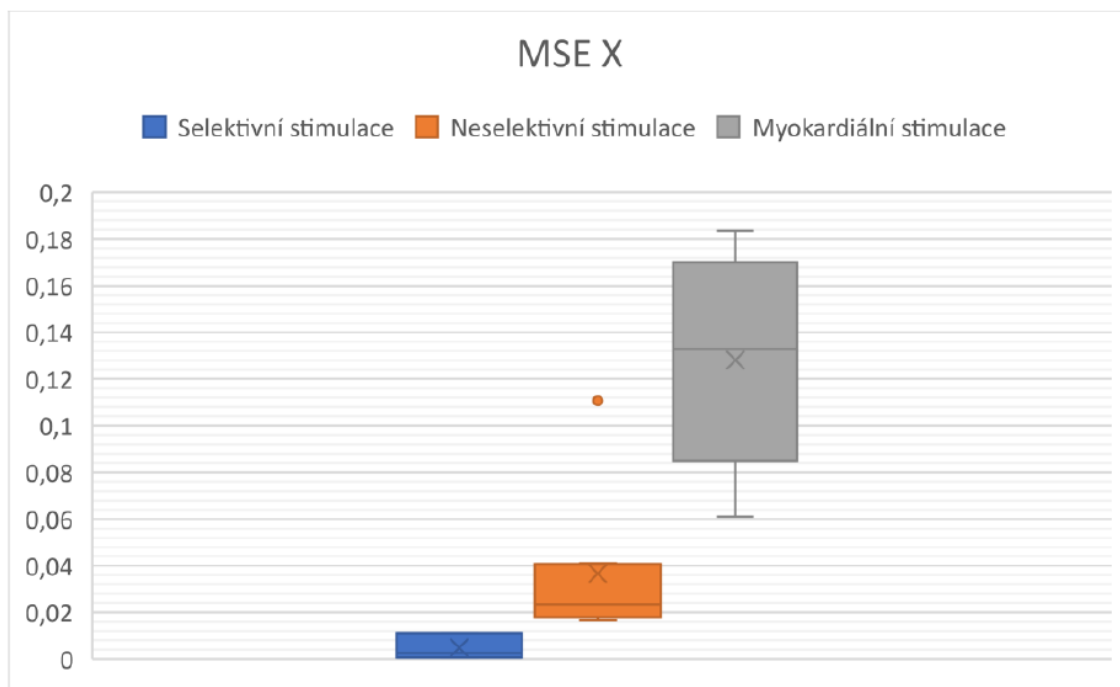


Obrázek 7.11: Boxplot Kosinovy podobnosti pro osy Y

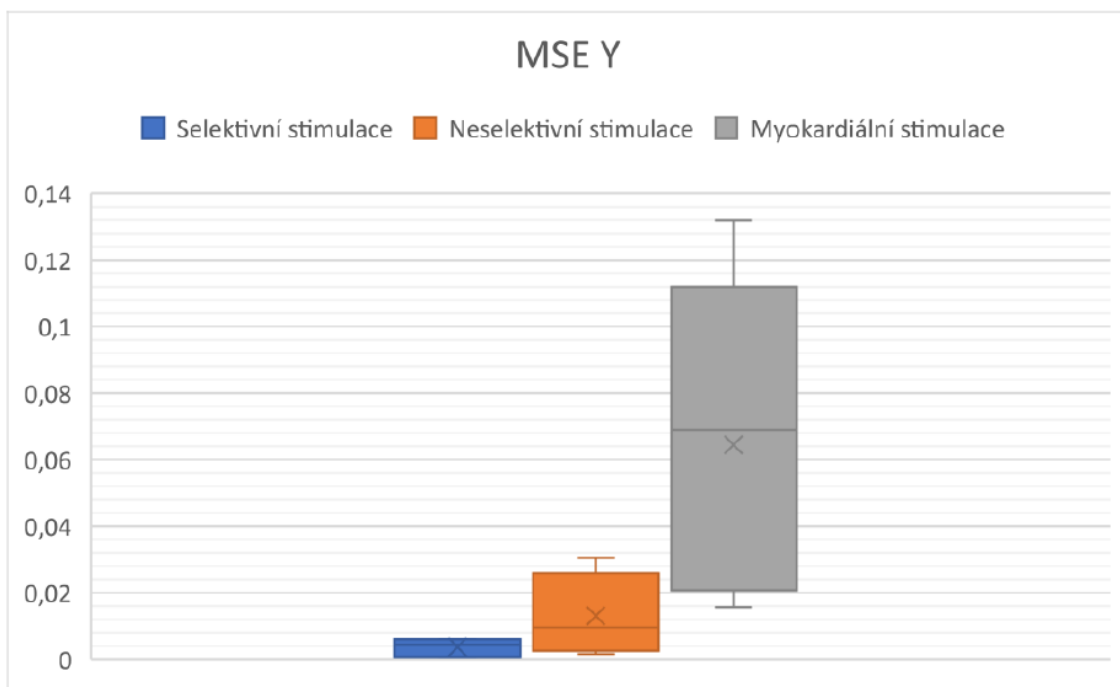


Obrázek 7.12: Boxplot Kosinovy podobnosti pro osy Z

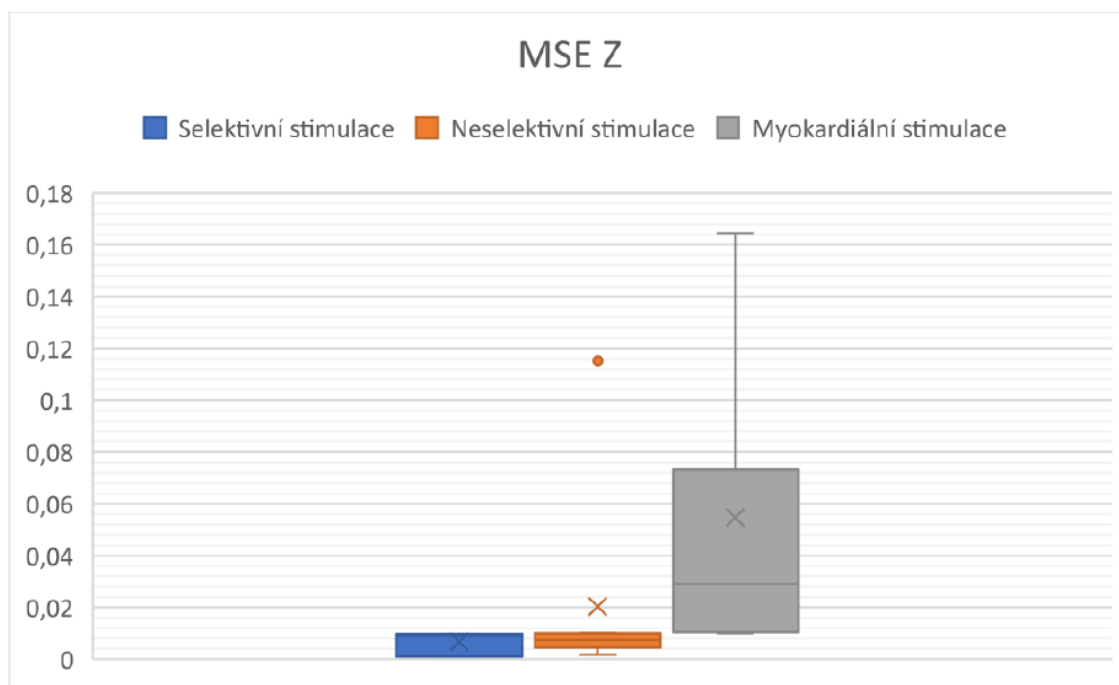
Stejný způsob porovnání byl použit i pro Kosinovu podobnost. Čím více se hodnota blíží 1, tím menší je Kosinův úhel mezi porovnávanými body a opět roste podobnost porovnávaných křivek. Podobně jako je tomu v případě korelačního koeficientu, podobnost myokardiální stimulace nepřesáhla hodnotu 0,75. Čímž lze opět usoudit, že pokud se hodnoty budou nacházet nad stanoveným prahem, lze s velkou pravděpodobností usuzovat, že jsme dosáhli alespoň neselektivního způsobu stimulace. Prahové hranice mezi selektivní a neselektivní stimulací opět nelze s jistotou určit.



Obrázek 7.13: Boxplot MSE pro osy X



Obrázek 7.14: Boxplot MSE pro osy Y

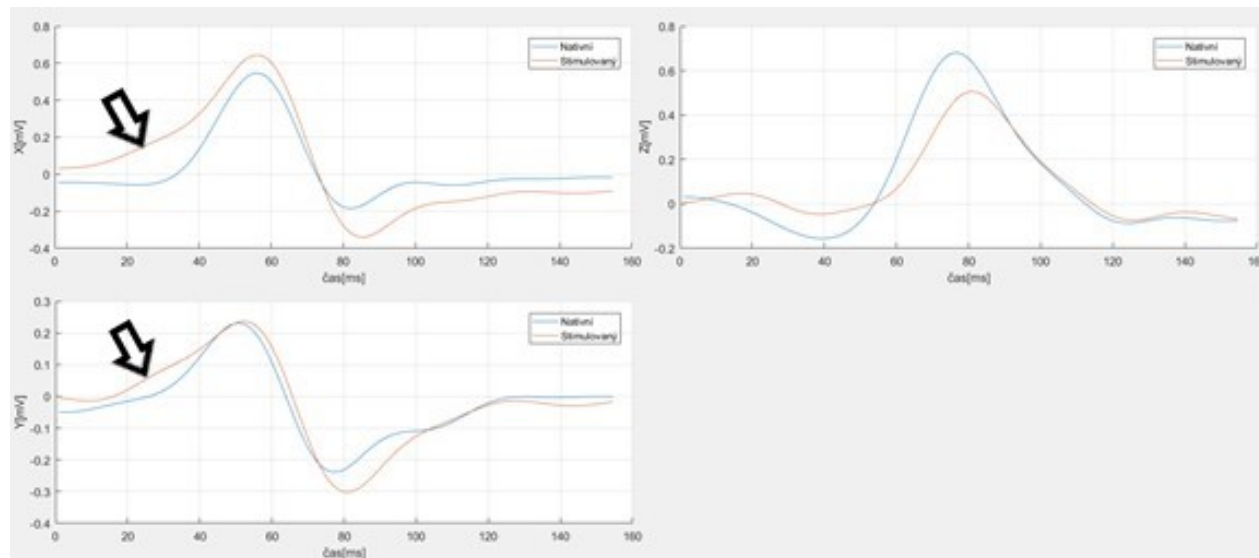


Obrázek 7.15: Boxplot MSE pro osy Z

Rovněž i hodnoty MSE pro jednotlivé osy vykazují značný rozdíl u selektivní a myokardiální stimulací. Lze tedy i zde předpokládat, že pokud se hodnoty bodu pohybovat pod stanoveným prahem, bude dosaženo minimálně neselektivní stimulace. Podobně jako u dvou předchozích metod ani zde není z hodnot možné určit rozdíl mezi selektivní a neselektivní stimulací.

Na základě vyhodnocených dat není u žádné z použitých porovnávacích metod možné určit práh mezi selektivní–neselektivní a neselektivní–myokardiální stimulací. Zde by mohlo pomoci grafické a časové porovnání samotných signálů.

Poměrně signifikantním znakem u neselektivní stimulace je patrná delta vlna na začátku QRS komplexu. Právě tato vlna by mohla být určující v rozhodování zda bylo dosaženo selektivní nebo neselektivní stimulace. Na obrázku 7.16 je deltovitý náběh vyznačen šipkami. Rozdílem pro neselektivní a myokardiální stimulaci by mohla být celková šířka QRS komplexu a značná změna tvaru VKG křivky a signálů v jednotlivých osách.



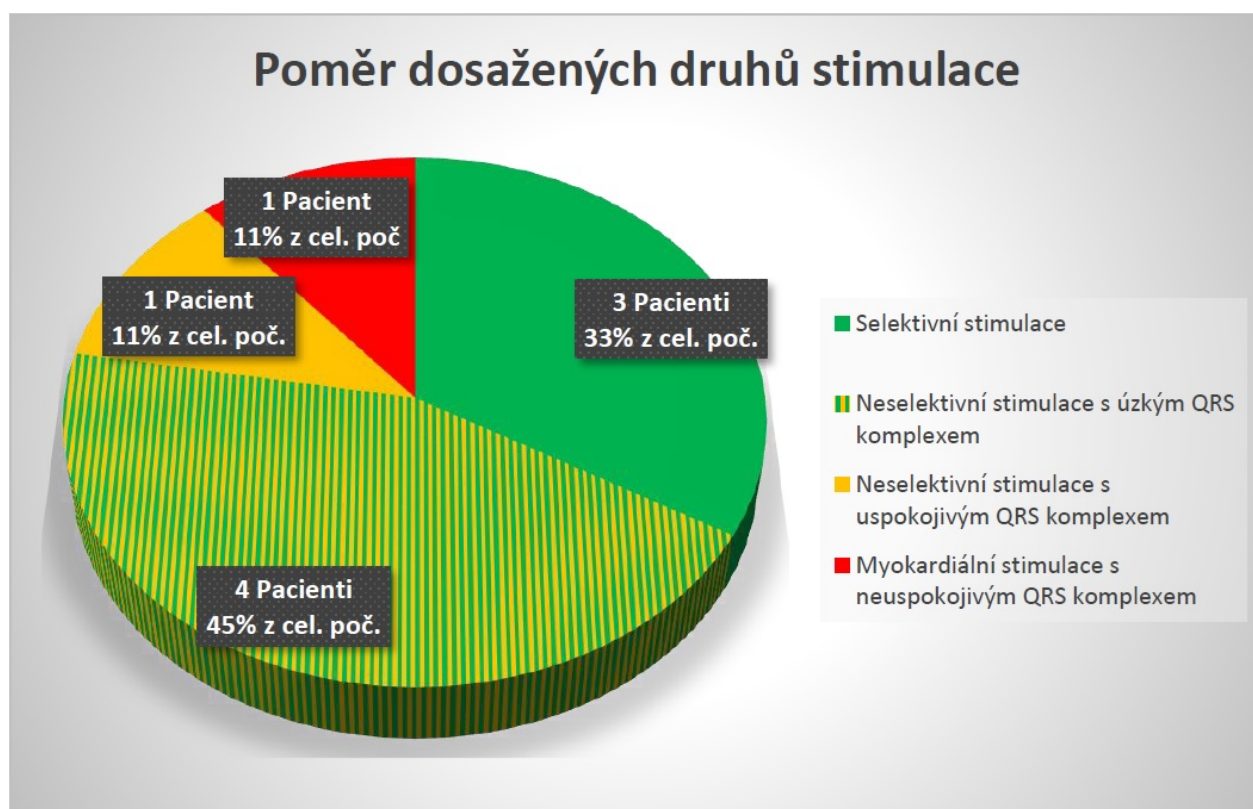
Obrázek 7.16: Deltový náběh na začátku QRS komplexu.

7.2 Hodnocení souboru pacientů

Po zpracování a analyzování veškerých dat můžeme zhodnotit úspěšnost Hisovské stimulace z pohledu dosaženého druhu stimulace. U námi naimplantovaných pacientů bylo dosaženo těchto druhů stimulace:

Druh stimulace	Počet
Selektivní stimulace	3
Neselektivní stimulace s úzkým QRS komplexem	4
Neselektivní stimulace s uspokojujícím QRS komplexem	1
Myokardiální stimulace s neuspokojujícím QRS komplexem	1

Obrázek 7.17: Tabulka porovnání dosaženého druhu stimulace.



Obrázek 7.18: Celkový náhled na soubor pacientů.

U námi implantovaných pacientů se ve třech případech podařilo dosáhnout selektivní stimulace, jejich stimulovaný komplex má podle námi porovnávaných dat vysokou míru podobnosti s nativním QRS komplexem.

U pěti pacientů bylo dosaženo neselektivní stimulace, přičemž u čtyř pacientů byl stimulovaný komplex pouze o 10 ms delší než nativní. Porovnávaná data vykazovala poměrně vysokou míru podobnosti s nativním QRS komplexem. Ovšem u VKG křivek byla patrná delta vlna na začátku komplexu.

Pouze u jednoho pacienta nepodařilo dosáhnout stimulace Hisova svazku a tím pádem byl stimulován pouze myokardiálně. Zde byl patrný významný nárůst šířky QRS komplexu o 35ms.

Aby byla implantace považována za úspěšnou je potřeba dosáhnout alespoň neselektivní stimulace, čehož bylo v našem případě dosaženo v 8 případech což je 89% z celkového počtu. Důležitým zjištěním je, že porovnávané parametry se u jednotlivých pacientů zlepšují s ohledem na to jaké stimulace je dosahováno.

7.3 Posouzení výhod VKG

Primárně lze říci, že největší výhoda vůči klasickému EKG, je přidání třetí osy. Díky přidání třetí osy je následně možné vizuálně zobrazit depolarizaci komor. Dokážeme díky této metodě zobrazovat stav dipólu v různém čase a místě.

Zároveň lze z přidané třetí osy získat informace o depolarizaci v transverzální rovině. Díky této vlastnosti lze předejít tomu, že klasické EKG ukazuje zúžení QRS komplexu, ale v třetí ose by mohlo nastat rozšíření a tím by mohlo dojít ke zhoršení stavu pacienta.

Zároveň však lze konstatovat, že současné používání EKG poskytuje dostatečné informace pro klinickou praxi. Zřejmě toto je důvod, proč se o zavedení VKG do širší klinické praxe prozatím neuvažuje.

Kapitola 8

Závěr

Po prostudování dostupných materiálů a bylo zjištěno velké množství výhod, které poskytuje Hisovská stimulace. Z pohledu porovnání klasické pravokomorové stimulace je to například výrazně nižší procento vzniku kardiomyokaptie vlivem časté a dlouhodobé stimulace. Dalším důvodem je nižší procento hospitalizace pro náhlé srdeční sehnání či zachování úzkého komplexu.

Hlavním cílem ovšem bylo potvrdit nebo vyvrátit hypotézu, že by mělo být možné hodnotit druhy Hisovské stimulace pomocí VKG. Pro tento účel jsem vytvořil software, který dokáže převádět 12-ti svodové EKG na VKG signály podle zvolené metody. Následně se z nativního a stimulovaného komplexu vyselektují QRS komplexy pro porovnání. Software tyto komplexy porovná pomocí korelačního koeficientu, MSE a Kosinovy podobnosti. Kromě matematického porovnání je potřeba porovnat křivky i vizuálně, k čemuž je část softwaru rovněž uzpůsobena. Vzhledem k tomu, že se jedná o novou metodu stimulace, která se vztahem k VKG nikdy nebyla popsána, není známo jakých hodnot by měla dosahovat korelace, MSE ani Kosinovu podobnost. Z tohoto důvodu slouží naměřená data i ke stanovení prahových hodnot mezi jednotlivými druhy stimulace.

Naměřená data všech pacientů byla zaznamenána do tabulek a bylo provedeno zhodnocení. Na základě grafů typu boxplot byl znatelný rozdíl mezi selektivní a myokardiální stimulací u všech tří porovnávacích metod. Po tomto zjištění jsem stanovil prahovou hodnotu mezi selektivní a myokardiální stimulací u všech tří metod pro všechny tři osy. Hranice byla stanovena na základě průměru rozdílů mezi dolním kvantilem selektivní stimulace a horním kvantilem myokardiální stimulace. V případě že by se parametry korelačního koeficientu a Kosinovy podobnosti pohybovaly v rozmezí 1–prahová hodnota a u MSE 0–prahová hodnota je možné usuzovat, že jsme dosáhli alespoň neselektivní stimulace. Což lze považovat za dobrý výsledek.

Samozřejmě to nelze hodnotit pouze na základě prahových hodnot, je potřeba sledovat a porovnávat šířky QRS komplexů nebo deltovité náběhy QRS komplexů, který jsou typické pro neselektivní stimulaci.

V poslední části jsem zhodnotil doposud provedené výkony z pohledu úspěšnosti. Za úspěch můžeme považovat i neselektivní stimulaci, jelikož u této stimulace dochází k primární aktivaci

myokardu pomocí Hisova svazku.

První hypotézu můžeme potvrdit podle VKG a signálů jednotlivých os se podařilo u pacientů najít znaky pro jednotlivé druhy stimulací. Druhá hypotéza může být potvrzena pouze z části, podle matematického porovnání softwarem, lze určit pouze hranici mezi selektivní a myokardiální stimulací. Do obou skupin ovšem mohou spadat neselektivní stimulační, proto je potřeba zhodnotit konkrétní křivky pomocí lidského faktoru.

Výsledkem diplomové práce je funkční software, pomocí něhož je možné hodnotit jednotlivé druhy stimulace pomocí VKG signálů, jelikož každý druh stimulace má své specifické znaky. Zároveň bych podotknul, že by bylo potřeba pro zpřesnění a ověření výsledků naimplantovat větší množství pacientů. To bohužel nebylo možné z důvodu Covidové situace, která pozastavila výkony v nemocnici a zároveň dlouhodobě onemocněl i jediný doktor, který tyto stimulační ve zmíněné nemocnici provádí.

Literatura

1. FONTANA, Josef; MAŘA, Patrik; IVÁK, Peter; ŠAJDÍKOVÁ, Martina; LAVŘÍKOVÁ, Petra; NOVÁKOVÁ, Lucie; PAVELKA, Martin; TRNKA, Jan. *Funkce buněk a lidského těla: Multi-mediální skripta: Srdce*. 2014. Dostupné také z: <<http://fblt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>>.
2. COMMONS, Wikimedia. *File:2004 Heart Wall.jpg — Wikimedia Commons, the free media repository*. 2020. Dostupné také z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:2004_Heart_Wall.jpg&oldid=457948744>. [Online; accessed 18-April-2021].
3. COMMONS, Wikimedia. *File:2008 Internal Anatomy of the HeartN.jpg — Wikimedia Commons, the free media repository*. 2021. Dostupné také z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:2008_Internal_Anatomy_of_the_HeartN.jpg&oldid=553005883>. [Online; accessed 18-April-2021].
4. WIKISKRIPTA. *Převodní systém srdeční* —. 2018. Dostupné také z: <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD&oldid=416862>. [Online; navštíveno 18. 04. 2021].
5. ARNOLD, Ahran D.; SHUN-SHIN, Matthew J.; KEENE, Daniel; HOWARD, James P.; SO-HAIB, S.M. Afzal; WRIGHT, Ian J.; COLE, Graham D.; QURESHI, Norman A.; LEFROY, David C.; KOA-WING, Michael; AL., et. His Resynchronization Versus Biventricular Pacing in Patients With Heart Failure and Left Bundle Branch Block. *Journal of the American College of Cardiology*. 2018, roč. 72, č. 24, s. 3112–3122. ISSN 07351097. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jacc.2018.09.073.
6. WIKISKRIPTA. *Elektrokardiografie* —. 2020. Dostupné také z: <<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Elektrokardiografie&oldid=443708>>. [Online; navštíveno 18. 04. 2021].
7. PENHAKER, Marek; AUGUSTYNEK, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.

8. WIKIPEDIA. *Vectorcardiography* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. 2021. Dostupné také z: <<https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Vectorcardiography&oldid=1019695377>>. [Online; accessed 29-April-2021].
9. RUTTKAY-NEDECKÝ, Ivan. *Elektrické pole srdca: úvod do ortogonálnej elektrokardiografie a vektorkardiografie*. Veda, 1983.
10. CORREA, R; ARINI, P; CORREA, L; VALENTINUZZI, M; LACIAR, E. Analysis of vectorcardiographic dynamic changes in patients with acute myocardial ischemia. *Journal of Physics: Conference Series*. 2013-12, roč. 477. ISSN 1742-6588. Dostupné z DOI: 10.1088/1742-6596/477/1/012032.
11. BACHÁROVÁ, Ljuba. *Atlas klinickej vektorkardiografie*. SymeKard, 1992. ISBN 80-901168-0-9.
12. MALMIVUO, Jaakko. Vectorcardiographic Lead Systems. In: *Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, 1995-10, s. 290–306. ISBN 9780195058239. Dostupné z DOI: 10.1093/acprof:oso/9780195058239.003.0016.
13. EDENBRANDT, Lars; PAHLM, Olle. Vectorcardiogram synthesized from a 12-lead ECG: Superiority of the inverse Dower matrix. *Journal of Electrocardiology*. 1988, roč. 21, č. 4, s. 361–367. ISSN 00220736. Dostupné z DOI: 10.1016/0022-0736(88)90113-6.
14. P.W., Macfarlane. *Comprehensive electrocardiology*. 2nd ed. Springer, 2011.
15. JAROS, Rene; MARTINEK, Radek; DANYŠ, Lukas. Comparison of Different Electrocardiography with Vectorcardiography Transformations. *Sensors*. 2019, roč. 19, č. 14. ISSN 1424-8220. Dostupné z DOI: 10.3390/s19143072.
16. VIAJAYARAMAN, Pugazhendhi; CHUNG, Mina K.; DANDAMUDI, Gopi; UPADHYAY, Gaurav A.; KRISHNAN, Kousik; CROSSLEY, George; CAMPBELL, Kristen Bova; LEE, Byron K.; REFAAT, Marwan M.; SAKSENA, Sanjeev; FISHER, John D.; LAKKIREDDY, Dhananjaya; NULL, null. His Bundle Pacing. *Journal of the American College of Cardiology*. 2018, roč. 72, č. 8, s. 927–947. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jacc.2018.06.017.
17. ABDELRAHMAN, Mohamed; SUBZPOSH, Faiz A.; BEER, Dominik; DURR, Brendan; NAPERKOWSKI, Angela; SUN, Haiyan; OREN, Jess W.; DANDAMUDI, Gopi; VIJAYARAMAN, Pugazhendhi. Clinical Outcomes of His Bundle Pacing Compared to Right Ventricular Pacing. *Journal of the American College of Cardiology*. 2018, roč. 71, č. 20, s. 2319–2330. Dostupné z DOI: 10.1016/j.jacc.2018.02.048.
18. HIRANA, Annie M.; LANGE, Matthias; SHAH, Ankur; KHAN, Muhammad S.; RANJAN, Ravi; STODDARD, Greg; DOSDALL, Derek J. His bundle pacing shows similar ventricular electrical activation as sinus: selective and nonselective His pacing indistinguishable. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. 2021-01, roč. 320, č. 1, H13–H22. ISSN 0363-6135. Dostupné z DOI: 10.1152/ajpheart.00292.2020.

19. Q, Jinlei; JIA, Xinwei; WANG, Zhanqi. His bundle pacing for cardiac resynchronization therapy: a systematic literature review and meta-analysis. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*. 2020, roč. 59, č. 2, s. 463–470. ISSN 1383-875X. Dostupné z DOI: 10.1007/s10840-020-00827-6.
20. *Medtronic Academy: CareLinkScreen.jpg*. 2021. Dostupné také z: <<https://www.medtronicacademy.com/files/carelinkscreenjpg>>.
21. BURRI, Haran. His Bundle Pacing – Why Should You be Doing it? *European Journal of Arrhythmia Electrophysiology*. 2019, roč. 5, č. 2. ISSN 2058-3869. Dostupné z DOI: 10.17925/EJAE.2019.5.2.72.
22. Specifications SelectSecure MRI SureScan 3830 lead. In: *Medtronic*. 2017. Dostupné také z: <https://www.medtronic.com/content/dam/medtronic-com/01_crhf/brady/pdfs/3830-MRI-Spec-Sheet-201702030aENp3.pdf>.